

Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik
Innenstadt der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. W. E. Mutschler

Biomechanische Testung anatomischer Refixation der distalen Bizepssehne

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von Josef Lunger

aus Kosice

im Jahr 2010

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. W. E. Mutschler

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Ulrich H. Brunner
Prof. Dr. med. Stefan Milz

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Mark Kettler

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR. FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 24.06.2010

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	- 7 -
2	Funktionelle Anatomie des Ellenbogens	- 8 -
2.1	Topographische Anatomie der distalen Bizepssehne	- 8 -
2.2	Biomechanik	- 9 -
2.3	Gefäßversorgung	- 10 -
2.4	Sehne und Bursa bicipitoradialis	- 11 -
2.5	Sehnenansatz	- 12 -
2.6	Klinisch relevante benachbarte Strukturen	- 12 -
3	Ätiologie	- 13 -
3.1	Pathomechanismus der Ruptur	- 13 -
3.2	Degenerative Sehnenschädigung	- 10 -
3.3	Bedeutung des radioulnaren Raumes für die Genese der Ruptur	- 14 -
3.4	Hypovaskularität	- 14 -
3.5	Beschaffenheit des Knochens	- 15 -
3.6	Elastin	- 15 -
3.7	Zusammenhang mit anderen Erkrankungen	- 15 -
4	Diagnose	- 16 -

4.1	Einteilung	- 17 -
4.2	Bildgebung	- 18 -
5	Therapie	- 19 -
5.1	Konservative Therapie	- 19 -
5.2	Operative Verfahren	- 19 -
5.3	Nachbehandlung	- 24 -
5.4	Komplikationen	- 24 -
6	Fragestellung	- 25 -
7	Material und Methode	- 26 -
7.1	Material	- 26 -
7.2	Methode	- 28 -
7.2.1	Präparation	- 28 -
7.2.2	Anatomische Vermessung	- 28 -
7.2.3	Nahttechnik	- 29 -
7.2.4	Ankeröhr	- 29 -
7.2.5	Versuchsaufbau	- 30 -
7.2.6	Durchführung	- 32 -
7.2.7	Fotodokumentation	- 33 -
7.2.8	Knochendichtemessung	- 33 -
7.2.9	Statistik	- 34 -
8	Ergebnisse	- 35 -
8.1	Anatomische Messdaten	- 35 -
8.2	Nahttechniken (Vorversuch)	- 35 -

8.3	Versagenskräfte an Ankeröhr (Vorversuch)	- 35 -
8.4	Nativer Ausriss	- 36 -
8.5	Verschiedene Refixationsmethoden	- 37 -
8.5.1	Versagenskräfte	- 37 -
8.5.2	Versagensart	- 38 -
8.6	pQCT	- 39 -
8.6.1	Gesamtergebnisse	- 39 -
8.6.2	Ergebnisse einzelner Gruppen	- 39 -
9	Diskussion	- 40 -
9.1	Formalinfixation	- 40 -
9.2	Anatomische Messungen	- 41 -
9.3	Nähttechniken und Fadeneigenschaften	- 42 -
9.4	Ankeröhr	- 42 -
9.5	Ausrisskräfte intakter Sehnen	- 44 -
9.6	Knochendichte	- 46 -
9.7	Refixationstechniken	- 47 -
10	Zusammenfassung	- 55 -
11	Literaturverzeichnis	- 54 -
12	Anhang	- 60 -

1 Einleitung

In den letzten Jahren gewinnt die Ruptur der distalen Bizepssehne zunehmend an Bedeutung. Ihr Anteil an allen Bizepssehnenrissen stieg von innerhalb der letzten Jahrzehnte von 3% auf mittlerweile 10-15% (Morrison et al. 2002; Klonz et Reilmann 2000). Das Patientenkollektiv besteht vor allem aus muskelkräftigen Männern im mittleren Lebensalter (Matschke et al. 1999). Aufgrund des merklichen Kraftverlustes in der Flexion und Supination sowie der Vielzahl existierender operativer Verfahren, ist es notwendig, dem jungen und körperlich aktiven Patienten eine optimale Versorgung seiner Verletzung anzubieten, die ihn in seiner Aktivität nicht dauerhaft beeinträchtigt. Wurde früher die konservative Therapie favorisiert, wird derzeit aufgrund des gestiegenen Patientenanspruchs und operativer Vereinfachung mittels Knochenankern vornehmlich eine operative, anatomische Refixation der Sehne propagiert (Morrey et al. 1985; Baker et Bierwagen 1985; Chavan et al. 2008).

2 Funktionelle Anatomie des Ellenbogens

2.1 Topographische Anatomie der distalen Bizepssehne

Der zweiköpfige M. biceps brachii bestimmt maßgebend das Relief des Oberarmes. Er entspringt zum einen mit seinem Caput longum vom Tuberculum supraglenoidale und zum anderen mit seinem Caput breve vom Processus coracoideus des Schulterblattes. Seine Innervation erhält er über den N. musculocutaneus. Mit seinem distalen Ansatz strahlt er einerseits als Lacertus fibrosus in die Faszie des Unterarmes ein und setzt andererseits mit einer Fläche von ca. 3 cm² (Chavan et al. 2008; Koch et Tillmann 1995) an der Tuberositas radii an. Aus dieser anatomischen Lage ergibt sich seine Wirksamkeit im Schultergelenk bei der Anteversion und Abduktion (Caput longum), Adduktion und Innenrotation (Caput breve), sowie als Supinator im Ellenbogengelenk. An der Flexion ist er in der supinierten Stellung neben den Mm. brachialis und brachioradialis mit ca. 34% beteiligt. Bei der Supination aus der vollen Pronationsstellung gilt er, mit zwei Dritteln der Gesamtkraft, als der stärkste Supinator des Unterarmes. Die distale Bizepssehne durchläuft, bevor sie nahezu rechtwinklig an der Tuberositas radii ansetzt, einen Ebenenwechsel von 90° (siehe Abbildung 1). Dies bewirkt, dass die medialen Fasern proximal und die lateralen distal an der Tuberositas ansetzen. Ebenso ist diese Rotation für die optische Verjüngung der Sehne in diesem Bereich verantwortlich.

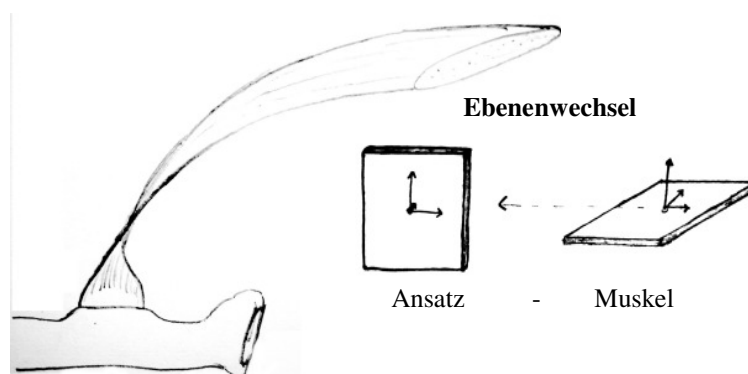


Abbildung 1: Ebenenwechsel der Sehne, Ansicht von lateral auf den linken proximalen Radius (eigene Zeichnung)

Die Endstrecke des sehnigen Ansatzes wird in ihrem Verlauf um den Radius durch die Bursa bicipitoradialis vor den auftretenden Scherkräften geschützt. In der Pronationsstellung nimmt die Sehne des M. biceps 85% des radioulnaren Raumes in Anspruch. Der Raum zwischen den Unterarmknochen ist in der maximalen Pronationsstellung dabei um 45% kleiner als in voller

Supination (Seiler et al. 1995). Eames und al. 2007 fanden bei näherer Untersuchung des Ansatzes der distalen Bizepssehne, dass diese zumeist aus zwei Anteilen besteht. Dabei entspricht der an der Tuberositas radii proximal gelegene Anteil seiner Sehne dem langen Bizepsbauch und wird für die Supination verantwortlich gemacht. Der distal gelegene Anteil entspringt dem kurzen Bizepskopf und wird als der stärkere Flexor beschrieben (Eames et al. 2007).

2.2 Biomechanik

Der M. biceps ist vor allem für die rasche Flexion im Ellenbogengelenk zuständig (Giat et al. 1994). Im Vergleich zum M. brachialis besitzt er eine höhere initiale Sehnenkraft, ein größeres Drehmoment und eine größere elastische Kraft zu Beginn der Beanspruchung (Giat et al. 1994). Eine Besonderheit fällt bei der Betrachtung der Kräfteverhältnisse auf. Obwohl der M. biceps in bedeutendem Ausmaß an den Bewegungen im Ellenbogengelenk beteiligt ist, ist der Hebelarm der Sehne etwa sechsmal kleiner als der des Unterarmes (Askew et al. 1987) (siehe Abbildung 2). Nach Nordin ist eine Kraft von 52 N nötig um den Unterarm in 90° Beugung zu halten. Die Kraft steigt auf 112 N an, sobald ein Gewicht von 1 kg gehalten wird. Besonders große Kräfte wirken bei der Flexion aus dem gestreckten Ellenbogen (Nordin 2001).

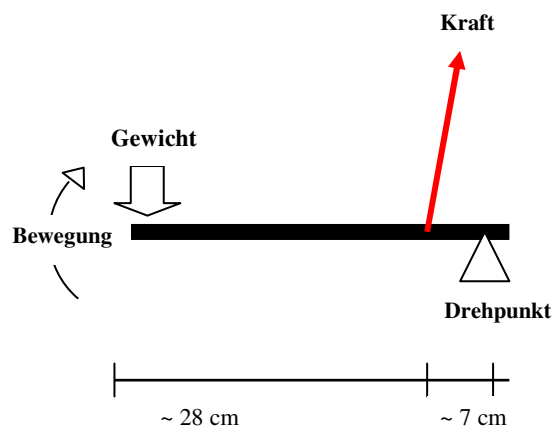


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Hebelkräfte im Ellenbogen, (modifiziert nach Askew et al. 1987)

2.3 Gefäßversorgung

Die Bizepssehne erhält ihre Gefäßversorgung von proximal aus der A. brachialis, deren Äste durch den M. biceps ziehen und über das Peritendineum externum zur Sehne gelangen. Von distal wird die Bizepssehne durch kleine Äste der Aa. ulnaris und interossea recurrens, die in den Insertionsbereich und die Tuberositas radii eintreten, versorgt (Bindl et Holz 1988). Hier besteht eine vaskuläre Endstrecke, die von Seiler und al. als entsprechend vulnerabel für Rupturen angesehen wird. Sie teilen die Versorgung in drei Zonen ein (Seiler et al. 1995):

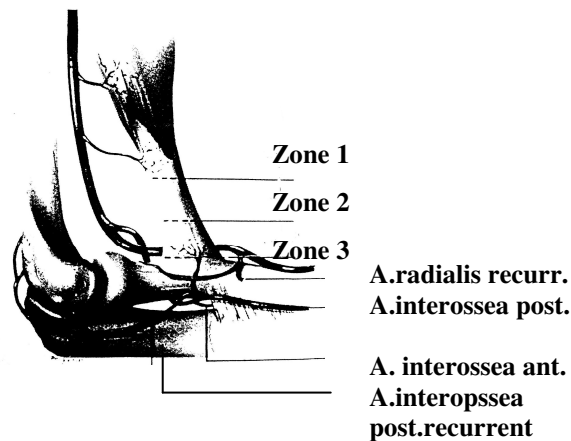


Abbildung 3: Gefäßversorgung der distalen Bizepssehne (nach Seiler et al. 1995)

Zone 1: Versorgung aus der Vereinigung der Äste der A. brachialis, die sich hinter der muskulotendinösen Verbindung innerhalb der von der Sehnenscheide bedeckten Sehne weiter bis in die Hauptmasse der Sehne fortziehen

Zone 2: Übergangszone erhält über die Sehnenscheide die Versorgung aus Zone 1 und Zone 3

Zone 3: separate Versorgung aus der A. interossea recurrens, begrenzt auf das Gebiet des Sehnenansatzes an der radialen Tuberosität

Der faserknorpelige Anteil der Sehne besitzt keine Blutgefäße. Falls Gefäßeinsprossungen nachgewiesen werden, werden diese als degenerative oder entzündliche Reparationsvorgänge gewertet (Koch et Tillmann 1995). Koch und Tillmann postulieren, dass gesundes faserknorpeliges Gewebe keine Blutgefäße zur Ernährung benötigt, sondern sehr gut über Konvektion versorgt werden kann (Koch et Tillmann 1995). Sie vergleichen die Bursa bicipitoradialis mit einer Art Gelenkhöhle, die angrenzende Strukturen ernährt, und interpretieren Entzündungsvorgänge der Bursa als Ursache für sekundäre Angioneogenese in dem schlecht versorgten faserknorpeligen Gewebe.

2.4 Sehne und Bursa bicipitoradialis

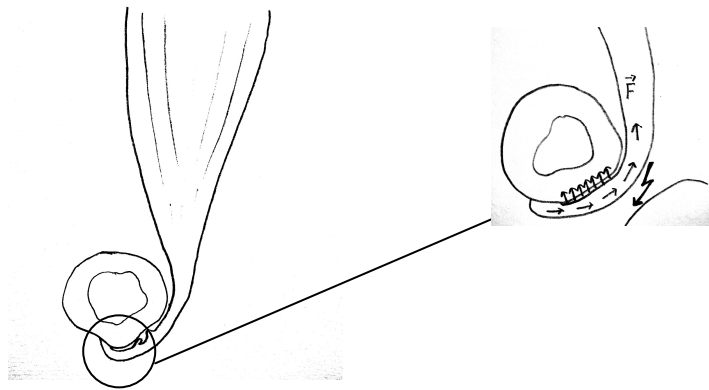


Abbildung 4 : Anatomie und Kräfte des Sehnenansatzes (nach Koch und Tillmann 1995)

Agrund der Gleitvorgänge entlang des Radius werden Kompressions- und Scherkräfte durch das Bursagewebe reduziert. Die Belastungen des distalen Anteiles der Sehne können in mehrere Bereiche eingeteilt werden. Die Belastung der Sehne proximal der Bursa ist auf Zug gerichtet, ändert sich jedoch an der Gleitfläche des Radius in eine Druckbelastung, die sich wiederum mit größerem Abstand von der „Umlenkung“ in eine Zugbelastung umwandelt (Koch et Tillmann 1995) (siehe Abbildung 3). In der gesamten Sehne kann immunohistochemisch zugfestes Kollagen vom Typ I nachgewiesen werden. An der Gleitfläche zum Radius sind, in zwei Dritteln des Querschnitts, Kollagentypen II, III sowie IX nachweisbar. Mit zunehmendem Abstand von dieser Umlenkzone verringert sich der Anteil von Kollagen Typ II, III und IX ebenso wie die Anzahl und Größe von chondroiden Zellen, die die extrazelluläre Matrix, wie Kollagen und Proteoglykane bilden. Das Vorkommen von Kollagen Typ II an dieser Stelle verdeutlicht die Druckbelastung der Sehne, vor allem in Anbetracht der Tatsache, dass Typ II in normalen, auf Zug belasteten Sehnen nicht vorkommt (Koch et Tillmann 1995).

2.5 Sehnenansatz

Sehnen bestehen aus Kollagen Typ I - Faserbündeln, die generell parallel zur Längsachse ausgerichtet, jedoch zu einem gewissen Grad miteinander verschränkt sind. Sie übernehmen die Kraftübertragung von der Sehne auf den Knochen. Sie sind leicht elastisch und können um bis zu 6% ihrer Länge gedehnt werden. Durch diese Speicherung der Energie in Form von elastischer Energie kann somit die Bewegung des Unterarmes „ökonomisiert“ werden (Lanz et Wachsmuth 1959).

Sehnenzellen sind modifizierte Fibroblasten, die sich der Oberfläche von Kollagenfibrillen anlegen. Am Übergang in den Knochen sind vermehrt Überkreuzungen und Durchflechtungen der Fasern, vermischt mit elastischen Fasern, zu erkennen.

Die distale Bizepssehne besitzt die typische Struktur einer chondro-apophysealen Insertion. Die Verankerung der Sehne im Knochen übernehmen die zum Teil noch umstrittenen Sharpey'schen Fasern, die bis in die interstitiellen Knochenlamellen ausstrahlen (Benjamin et al. 2002). Manche Autoren (Haines et Mohuiddin 1968; Natyas et al. 1990) gehen davon aus, dass diese Sharpey'schen Fasern in den Knochen eingebettet sind, der durch metaplastische Osteogenese aus dem mineralisierte Band bzw. der Sehne entstanden ist.

Die kollagenen Fasern verlaufen durch eine Grenzlinie zwischen nichtkalzifiziertem und kalzifiziertem Gewebe, die die mechanische Grenze zwischen weichem und hartem Gewebe darstellt.

2.6 Klinisch relevante benachbarte Strukturen

Der N. medianus befindet sich im Mittel 12mm von der distalen Bizepssehne entfernt. Ca. 6 mm entfernt, aber aufgrund ihrer Pulsation klinisch deutlich erkennbar, liegt die A. brachialis mit ihrer Aufzweigung in die Aa. radialis und ulnaris (Bain et al. 2000). Lateral der distalen Bizepssehne liegt der N. radialis mit seinen oberflächlichen und tiefen Ästen. Der N. radialis liegt zwar nicht in der unmittelbaren Nachbarschaft zur distalen Bizepssehne, besitzt aber bei der double-incision Technik eine große Relevanz, da die Schnittführung der Gegeninzision, falls diese zu weit distal und ventral gewählt wird, nahe seinem Verlauf liegt.

3 Ätiologie

3.1 Pathomechanismus der Ruptur

Patienten mit Verdacht auf einen Riss der distalen Bizepssehne sind häufig Männer im mittleren Lebensalter und berichten ursächlich über eine Flexion im Ellenbogen, bei der es zu einer exzentrischen Belastung des Armes gekommen sei. Zumeist handelt es sich um eine heftige, ruckartige Krafteinwirkung bei rechtwinklig gebeugtem und außenrotiertem Oberarm in Supinationsstellung. So wird häufig das plötzliche Auffangen oder Anheben eines schweren Gegenstandes zur Ursache der Ruptur. Ebenso sind direkte Einwirkungen auf die Ellenbeuge bzw. den Oberarm wie zum Beispiel ein Schlag mit einem schweren Objekt als Auslöser beobachtet worden (Hegelmaier et al. 1992). Eine Ruptur der distalen Bizepssehne bei Frauen ist äußerst selten und wird in der Literatur lediglich in Form von Fallberichten beschrieben (Bauman et al. 2006).

3.2 Degenerative Sehnenschädigung

Die Ätiologie der Läsion der distalen Bizepssehne wird kontrovers diskutiert. Während einige Autoren von einer „alleinigen traumatischen“ (Resch und Breitfuss 1995) oder „meist traumatischen Genese“ (Krüger-Franke et al. 1992; Lang et al. 1988; Sennerich et al. 1991) ausgehen und eine rein degenerative Schadenslage ablehnen, unterstützen andere wiederum die Annahme einer traumatischen Genese auf dem Boden einer vorbestehenden, überwiegend degenerativen oder inflammatorischen Sehnenschwächung (Morrey 1993; Seiler et al. 1995; Davison et al. 1996). So fanden Matschke et al. nur bei 14 von 60 Patienten (24%) ein adäquates traumatisches Unfallereignis und erkannten in 30% der Fälle keine traumatischen Ursachen (Matschke et al. 1999). Bindl und Holz berichten in ihrer Arbeit, dass nur bei 6 von 28 untersuchten Patienten (21%) ein schädigendes Überraschungsmoment und das vom Patienten geschilderte Ereignis die wesentliche Ursache für die Ruptur war (Bindl et Holz 1995). Koch und Tillmann beschreiben in der Sehne, ca. 3 cm von der Insertion entfernt, Änderungen in der extrazellulären Matrix sowie in den mechanischen Eigenschaften und folgern daraus, dass genau dieser Übergang zwischen verschiedenen Strukturen für Rupturen prädestiniert sei (Koch et Tillmann 1995).

3.3 Bedeutung des radioulnaren Raumes für die Genese der Ruptur

In der Ätiopathogenese der Ruptur wird die Degeneration der distalen Bizepssehne als Ursache diskutiert, die aufgrund von Irregularitäten der radialen Tuberositas (Morrey et al. 1985), beispielsweise durch hypertrophe Veränderungen, und der daraus folgenden Irritation der Sehne entsteht. Ebenso wird diskutiert, dass die kubitale Bursitis in Zusammenhang mit der Degeneration der Sehne steht. Der radioulnare Raum, der vor allem in Pronationsstellung zum größten Teil von der distalen Bizepssehne ausgefüllt wird, ist mit ca. 5,7 mm in Neutralposition und 3,9 mm in Pronation relativ eng. Entzündungen, die mit der Schwellung von Strukturen einhergehen, engen diesen ohnehin schon recht schmalen Raum ein und machen sich vor allem bei der Pronation bemerkbar (Seiler et al. 1995; Bindl et Holz 1988).

3.4 Hypovaskularität

Eine weitere Ursache für Rupturen wird in der nutritiven Versorgung der distalen Bizepssehne gesehen. Als Folgerung aus ihren histologischen Untersuchungen postulierten Seiler und al., dass die Sehne proximal ihrer Insertion in die Tuberositas radii eine hypovaskuläre Zone von durchschnittlich 2,1 cm besitze, in der alle Rupturen stattfinden (Seiler et al. 1995). Matschke und al. sehen diese hypovaskuläre Zone jedoch nicht als primäre Gefäßarmut an, sondern als eine nach dem 25. Lebensjahr eintretende Gefäßverarmung und –verengung (Matschke et al. 1999). In diesem Zusammenhang ist auch die beobachtete starke Assoziation mit Nikotinabusus bemerkenswert (Safran et Graham 2002). Die gefäßschädigende Wirkung des Nikotins und die Mechanismen sind allgemein bekannt. Koch und Tillmann argumentieren jedoch, dass die Sehne keine Gefäße zur ausreichenden Versorgung benötige, da Faserknorpel, ähnlich den Menisken des Menschen, über Konvektion ernährt wird. Im Hinblick auf die intermittierende multidirektionale Belastung sehen sie dies als einen effizienten Weg der Versorgung an (Koch et Tillmann 1995).

3.5 Beschaffenheit des Knochens

Wie bei Untersuchungen an Tieren beobachtet wurde, kann auch ein pathologischer Knochenumbau zu Rupturen an der Sehnen-Knochen-Grenze führen. Dies geschieht, nach Misawa und al., einerseits als Folge der Akkumulation von Osteoid (schlecht mineralisiertem Knochen) und andererseits als Folge der häufigen Mikroläsionen, die durch reduzierten Knochenumsatz bedingt sind (Misawa et al. 1999).

3.6 Elastin

Ebenso wird ein Zusammenhang der Rupturen mit der Abnahme der Elastinkonzentration im mittleren Alter gesehen. Elastische Fasern sind in Bereichen zu finden, wo die Sehne in den Knochen einstrahlt. Sie sind dort mit ihren faserknorpeligen Einlagerungen mit kollagenen Fasern vermischt und dadurch gut geeignet, Scher- und Druckkräfte sowie plötzliche Belastungen aufzufangen (Matschke et al. 1999).

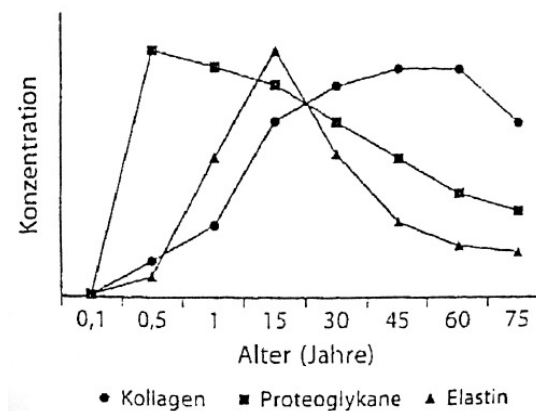


Abbildung 5: Kollagen, Proteoglykane und Elastin im Alter (aus Matschke et al. 1999)

3.7 Zusammenhang mit anderen Erkrankungen

In der Literatur werden Assoziationen der distalen Bizepssehnenruptur mit Nikotin- und Steroidabusus gesehen. Safran und Graham beschreiben in ihrer demographischen Studie, dass 42% der Patienten mit distalen Bizepssehnenrissen Raucher waren, 36% adipös und bei 14% Steroidabusus zu finden war (Safran und Graham 2002). Ob diese Assoziationen jedoch lediglich eine demographische Beschreibung darstellen oder tatsächlich für eine Ruptur

prädisponieren, ist bisher noch nicht untersucht. Morrey sieht auch systemische Erkrankungen wie den Hyperparathyroidismus sowie den systemischen Lupus erythematodes als prädisponierende Faktoren an (Morrey et al. 1993).

4 Diagnose



Abbildung 6: Klinisches Bild einer vollständigen distalen Bizepssehnenruptur mit proximalisiertem Bizepsbauch (aus Klönz et al. 2000)

Die Diagnose der distalen Bizepssehnenruptur ist in der Mehrzahl der Fälle eine klinische Diagnose. Sie basiert, neben der Anamnese des Unfallhergangs und der Analyse von Vorschädigungen oder Begleitverletzungen, auf der klinischen Untersuchung.

Typischerweise präsentieren sich Patienten zumeist zeitnah nach dem Unfall mit offensichtlich proximalisiertem Muskelbauch des M. biceps brachii. Oft wird von einem Schnalzen in der Ellenbeuge mit nachfolgendem Schmerz und beeinträchtigter Flexions- und Supinationskraft berichtet. Darauf folgt die Schwellung der Ellenbeuge. Die damit verbundenen Schmerzen und bei kompletten Rupturen die sichtliche Veränderung des Oberflächenreliefs am Oberarm im Sinne eines proximalisierten Bizepsbauches, sowie das Hämatom der Ellenbeuge, führen den Patienten zumeist zeitnah zum Arzt. Diese Proximalisierung muss nicht obligat vorliegen, da der zweite Muskelansatz, der in die Unterarmfaszie einstrahlende Lacertus fibrosus, immer noch intakt sein kann (Sennerich et al. 1991).

Klinisch zeigen sich zudem häufig eine bei der Kraftprüfung im Seitenvergleich reduzierte Flexionskraft sowie eine deutlich reduzierte Supinationskraft der betroffenen Extremität. Die distale Bizepssehne, die insbesondere in Supinationsstellung gut palpierbar ist, zeigt dabei keine Spannung (O'Driscoll et al. 2007). Die Verwendung apparativer Diagnostik (z.B. MRT)

ist in der Regel nicht notwendig (Morrey 1993; Sennerich et al. 1991; O'Driscoll et al. 2007), wird jedoch aus Gründen der Beweisführung z.B. bei Zusammenhangsbegutachtung als sinnvoll erachtet (Klonz und Reilmann 2000). Partielle Rupturen sind insbesondere aufgrund der nicht ganz typischen Klinik schwieriger zu diagnostizieren, da der wegweisende Kraftverlust und proximalisierte Muskelbauch weniger prominent und differentialdiagnostisch unter Umständen schwer von einer Bursitis bicipitoradialis abzugrenzen sind (Bain et al. 2008). Es müssen die Bizepstendinitis sowie das Pronatorsyndrom differentialdiagnostisch in Erwägung gezogen werden (Rokito et al. 1996). Aufgrund der erschwerten Diagnosefindung bergen inkomplette Rupturen die Gefahr der späten Diagnose und insuffizienten Therapie. Eine unbehandelte partielle Ruptur kann dann ohne Ruhigstellung auch zu einer vollständigen Ruptur führen. Bei Verdacht auf eine partielle Ruptur sollte vor allem die Magnetresonanztomographie entsprechende Hinweise erbringen (Morrey et al. 1993).

4.1 Einteilung

Wie bereits erwähnt, werden komplette von inkompletten Rupturen der distalen Bizepssehne unterschieden. Eine partielle Ruptur wird als Ruptur von weniger als 50% aller Sehnenfasern definiert (Bain et al. 2008), was jedoch diagnostisch auch mittels MRT nicht immer genau quantifiziert werden kann (Ramsey 1999). Zusätzlich kann die Lokalisation der Ruptur zur weiteren Einteilung herangezogen werden (Hegelmaier et al. 1992). Zum einen handelt es sich um Insertionsrupturen am Muskel-Sehnenübergang (muskulotendinär), zum anderen um Läsionen durch Elongation im Bereich der freien Sehnenlänge (intratendinär), die jedoch relativ selten sind (Bourne et Morrey et al. 1991; Kannus 1997). Die häufigste Läsion ist die komplette Ruptur der distalen Bizepssehne. Dabei kann die akute Ruptur (kürzer als 6 Wochen) von der chronischen (länger als 6 Wochen) unterschieden werden. Bei der chronischen Ruptur unterscheidet Ramsey zudem zwischen Rupturen mit intakter und ohne intakte Aponeurose (Ramsey 1999). Aus anatomischer Sicht unterscheiden Koch und Tillmann zwischen Rupturen proximal des Faserknorpels gegenüber dem Radius und den direkt proximal des Ansatzes liegenden Rupturen (Koch et Tillmann 1995). Eine weitere mögliche Rupturlokalisierung ist der knöcherne Ausriss aus der Tuberositas radii, der jedoch sehr selten ist. Die häufigste Lokalisation ist die Ruptur in der Ansatzzone (Fitzgerald et al. 1994; Falchhook et al. 1994; Hegelmaier et al. 1992).

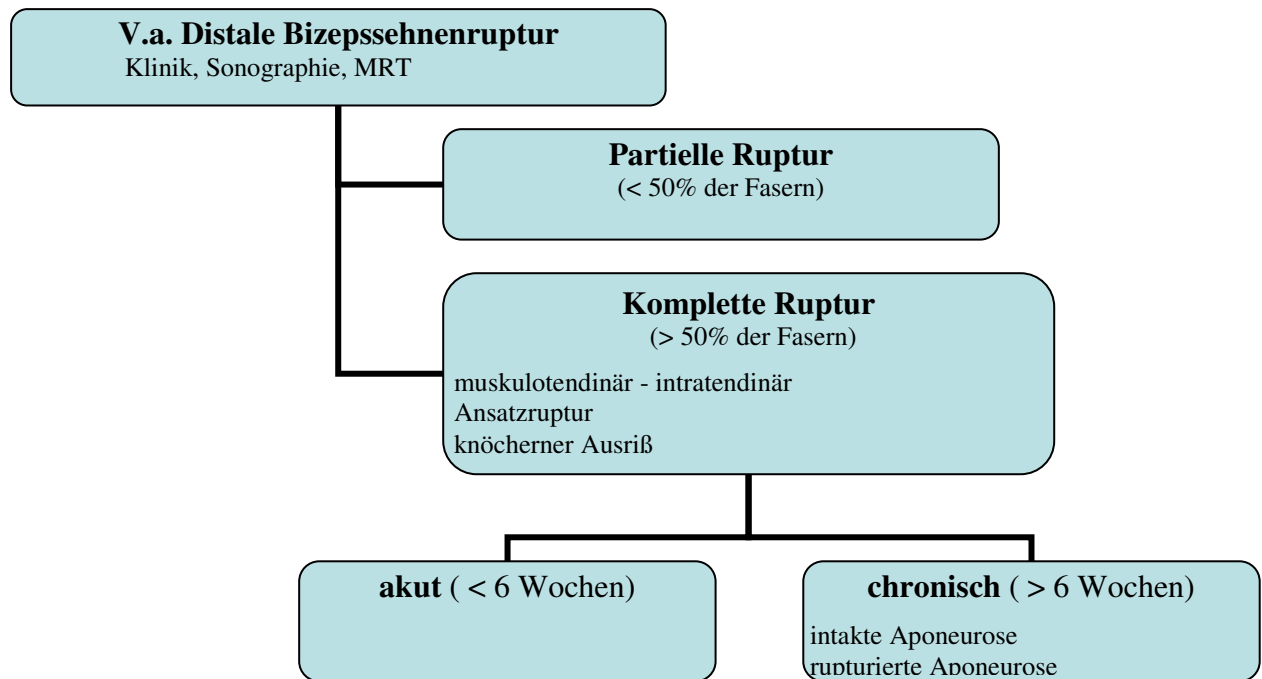


Abbildung 7: Klassifikation der distalen Bizepssehnenruptur modifiziert nach Ramsey 1999

4.2 Bildgebung

Bei einer klinisch eindeutigen kompletten Ruptur der distalen Bizepssehne ist eine grundsätzliche weitere technische Diagnostik nicht notwendig (O'Driscoll et al. 2007; Sennerich et al. 1991). Bei unklaren Fällen, gutachterlichen Fragestellungen, sowie zur operativen Planung können gegebenenfalls weitere apparative Untersuchungen indiziert sein. Eine Röntgenaufnahme des Ellenbogens in zwei Ebenen kann einen seltenen knöchernen Ausriss der Sehne aus der Tuberositas zeigen. Sonographische Untersuchungen oder die Magnetresonanztomographie können zur Unterscheidung zwischen einer kompletten und einer inkompletten Ruptur herangezogen werden (Williams et al. 2001, Bain et al. 2008). Dies hat insoweit klinische Relevanz, als Rupturen <50 % der Sehnenfläche ggf. konservativ behandelt werden können (Dürr et al. 2000; Ramsey 1999). Hierbei imponieren in der Untersuchung eine Flüssigkeitsansammlung in der Fossa cubiti sowie das Fehlen der Durchgängigkeit der distalen Bizepssehne in der zu erwartenden Lokalisation (Miller et Adler 2000). Aufgrund möglicher falschpositiver Aussagen solcher Untersuchungen (Belli et al. 2001) sind diese Ergebnisse jeweils im Zusammenhang mit der Anamnese und der klinischen Untersuchung mit Schmerzausprägung und Kraftverlust, sowie insbesondere dem Behandlungswunsch des Patienten zu sehen.

5 Therapie

Die Erstbeschreibung der distalen Bizepssehnenruptur geht auf Storks im Jahr 1843 zurück. Einige Autoren beziehen sich jedoch auf Acquavia als Erstbeschreiber (Hegelmaier et al. 1992). 1941 war es Dobbie, der erste Ergebnisse einer operativen Versorgung der distalen Bizepssehnenruptur präsentierte (Kelly et al. 2000). Nachdem die nichtoperative Behandlung an Bedeutung verlor, da sie zu sehr starken Krafteinbußen im Ellenbogengelenk führte (Lang et al. 1988), wurden viele verschiedene Verfahren publiziert, um der Kraftbeanspruchung im Ellenbogen gerecht zu werden. Von diesen werden jedoch viele nicht mehr praktiziert. Während die chirurgische Versorgung einer kompletten Ruptur der distalen Bizepssehne mittlerweile Standard ist (Chavan et al. 2008), besteht bei der sehr seltenen Teilruptur noch Uneinigkeit über die Behandlung, da hier zum Teil auch eine konservative Behandlung erfolgreich sein kann (Dürr et al. 2000). Als richtungsweisend wird der Schmerz- und Kraftverlauf erachtet.

5.1 Konservative Therapie

Indikationen für eine konservative Verfahrensweise werden in Fällen mit geringem Anspruch des Patienten, schweren Begleiterkrankungen und chronischen Rupturen sowie in beschwerdearmen Verläufen gesehen. Eine konservative Therapie kommt ebenso in besonderen Fällen wie auch bei inkompletten Rupturen in Frage (Bain et al. 2008). Hierbei handelt es sich primär um eine schmerzadaptierte krankengymnastische Therapie ohne Einschränkung des Bewegungsausmaßes (Morrey et al. 1985; Trauch et al. 1997; Ramsey 1999; Bernstein et al. 2001).

5.2 Operative Verfahren

Die heute üblichen Behandlungsverfahren bestehen hauptsächlich in der anatomischen Reinsertion mit diversen Fadenankern über eine Ein-Inzisionstechnik sowie in der modifizierten transossären Refixation nach Boyd und Anderson, die in der Zwei-Inzisionstechnik durchgeführt wird (Loitz et al. 2002; Klein et al. 2007; Kettler et al. 2007). Bisher konnte eine Überlegenheit eines einzelnen Verfahrens nicht gezeigt werden (Bain et al. 2008).

Ein-Inzisionstechnik

Die Ein-Inzisionstechnik benötigt als Zugang einen meist S-förmigen Schnitt (Zugang nach Henry) in der Ellenbeuge. Eine einzige Inzision wird von vielen Operateuren als eindeutiger Vorteil angesehen. Jedoch wird intraoperativ eine gute Darstellung der Tuberositas radii empfohlen. Deshalb ist - im Gegensatz zur Zwei-Inzisionstechnik - eine weitere Freilegung des umliegenden Gewebes notwendig. Unter Schonung der umliegenden Strukturen wie des N. radialis, des N. medianus und der Unterarmgefäße wird in Supinationshaltung die Tuberositas radii dargestellt. Die Zweige der A. radialis recurrens werden erhalten. Nach Darstellung der Tuberositas wird der Knochen angefrischt oder angefräst und entsprechend der Applikationsform des jeweiligen Ankers ein Loch vorgebohrt bzw. der Anker direkt appliziert. Nachdem in der Literatur das osteogene Bohrmehl, das durch die Hochgeschwindigkeitsbohrer produziert wird, für die Bildung heterotoper Ossifikationen verantwortlich gemacht wird, muss darauf geachtet werden, das Gebiet gründlich zu spülen. Die Fadenanker werden gesetzt und der angefrischte Sehnenstumpf mit einer Sehnennaht durchflochten. Hier werden die Bunnel-, Kessler- oder Krackow-Sehnendurchflechtung favorisiert. Dabei ist vor allem auf das feste Anliegen der Sehne an der Tuberositas radii, sowie auf die initiale Festigkeit unter Flexion und Supination zu achten.

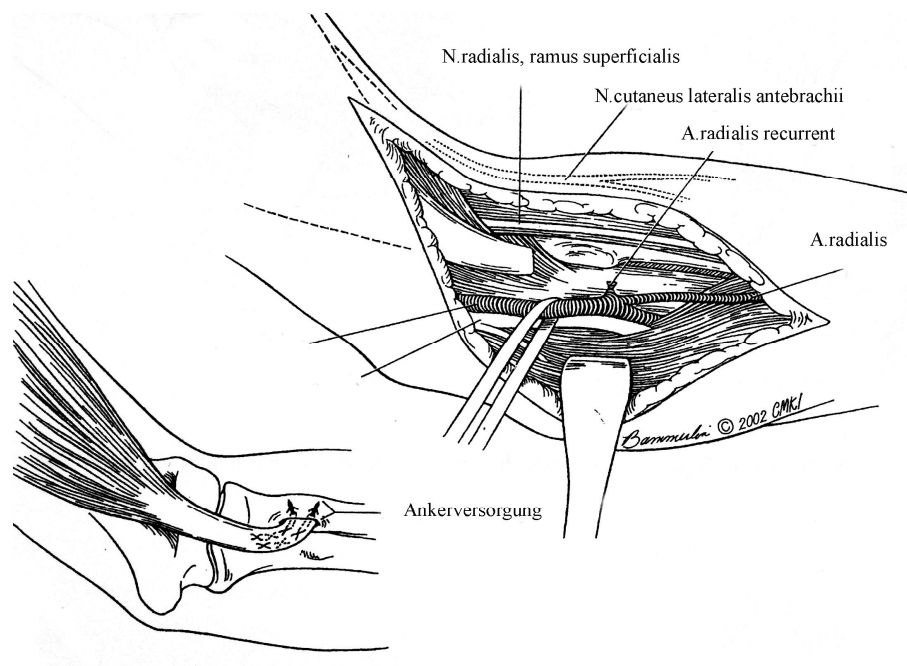


Abbildung 8: Knochenankertechnik (aus Ozyurekolu et al. 2003)

Zwei-Inzisionstechnik

Der Zugang erfolgt durch eine kurze quere transversale Inzision in der Ellenbeuge. Unter Schonung des N. cutaneus wird der Sehnenstumpf aufgesucht, evtl. etwas gekürzt (ca. 5 mm) und angefrischt. Auf einer Strecke von ca. 4 cm wird die Sehne beiderseitig lateral in der Technik nach Krackow durchflochten. Unter Supination wird mit einer stumpfen, gebogenen Klemme auf die Tuberositas hin getunnelt. Durch vorsichtige Pronation und durch Verschieben der Klemme zwischen Radius und Ulna gelangt die Klemme auf die dorsoradiale Seite des Unterarmes, wobei darauf zu achten ist, dass die Klemme immer Kontakt zum Radius hat. Die Gegeninzision erfolgt längs über der Spitze der Klemme auf einer Länge von ca. 4 cm. Es wird ein Lasso-faden durchgezogen. Nach Darstellung der Tuberositas und Entfernung von Sehnenresten wird mit Hilfe einer Fräse oder eines Bohrers auf einer Breite von ca. 6 mm und einer Länge von knapp 2 cm eine Nut angelegt, in der später der Sehnenstumpf zu liegen kommen soll. Hier ist aufgrund des entstehenden Bohrmehls eine ausgiebige Spülung notwendig, um der Bildung von heterotopen Ossifikationen vorzubeugen (Kelly et al. 2000). Unter Supination werden drei Bohrkanäle im Abstand von ca. 7 mm für die transossäre Naht angelegt, in die jeweils ein Lasso-faden eingeführt wird. Der Abstand zur Nut sollte deutlich mehr als 0,5 cm betragen, um einer möglichen Fraktur vorzubeugen. Nun werden mit dem Lasso-faden die Bizepssehne sowie die ausgeleiteten Fäden unter Beugung des Unterarmes nach dorsoradial ausgeleitet und die Fäden sukzessive ebenfalls transossär geführt. Unter Beugung und leichter Pronation des Armes werden die Fäden unter Spannung geknüpft.

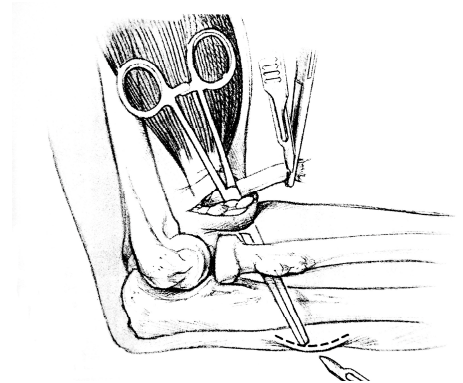


Abbildung 8: Zwei-Inzisionstechnik (aus Morrey 1993)

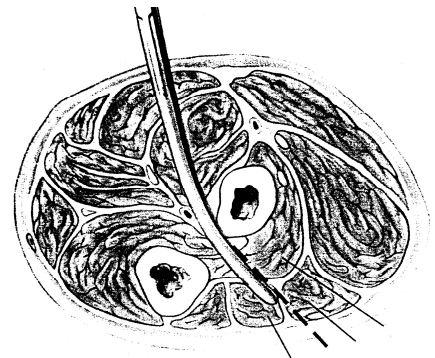


Abbildung 9: Stumpfe Präparation auf die kontralat. Gegeninzision hin (aus Morrey 1993)

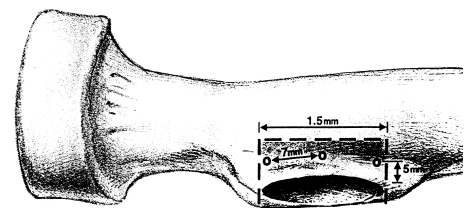
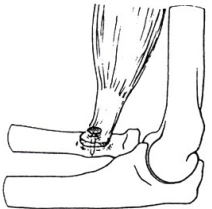
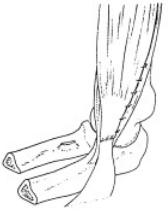



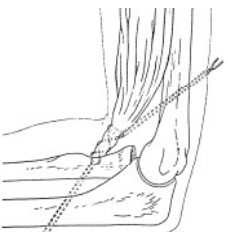


Abbildung 10: Gefräste Nut an der Tuberositas radii (aus Morrey 1993)

Weitere Reinsertionverfahren

Autor	Fixationspunkt	Kurzbeschreibung	Schemazeichnung
Kerschner (1928)	Tuberositas radii	Refixation der Sehne mittels Nagel/Schraube	 **
v. Schmieden (1928)	M.brachialis zusammen mit dem Lacertus fibrosus	Naht des Sehnenstumpfes an den M.brachialis und Lacertus fibrosus	 *
Platt (1931)	Tuberositas radii	Durchführen des Stumpfes durch ein Bohrloch mit anschließendem Vernähen beider Schenkel als Schlinge	 *
Thomsen (1938)	Tuberositas radii	Durchführen der Fäden durch das Bohrloch an der Tuberositas radii und Verknoten auf der kontralateralen Kortikalis	 *
Lange (1951)	Tuberositas radii	Einführen des angeschlungenen oder z-förmig verlängerten Sehnenstumpfes in ein schräges Bohrloch in der Tuberositas radii und Verknoten auf der Gegenkortikalis	 oo
Bunnel (1959)	Tuberositas radii	Bohrloch mit Ausziehnäht, Verknoten auf der Haut	 *

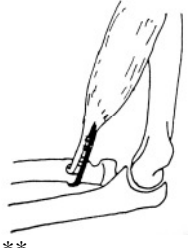
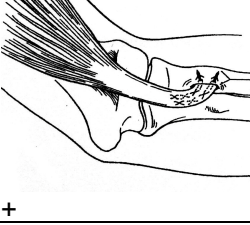
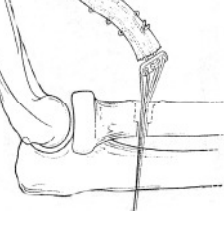

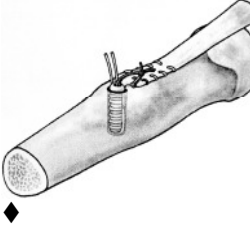

Autor	Fixationspunkt	Kurzbeschreibung	Schemazeichnung
Hegelmaier et al. (1992)	Tuberositas radii	Längshalbierung der Sehne, Durchführen durch ein Bohrloch und radiales Knüpfen der beiden Sehnenanteile	 **
Verhaven et al. (1993)	Tuberositas radii	Ein-Inzision-Technik, Fadenanker (Titan- oder bioresorbierbare Anker)	 +
Bain et al. (2000)	Tuberositas radii	Befestigung mittels EndoButton, der auf dem Radiusperiost zu liegen kommt	 ***
nach Morrey modifizierte Boyd & Anderson Technik	Tuberositas radii	Befestigung der Sehne in vorgefräster Nut; Knüpfen der Fäden auf der ipsilateralen Kortikalis; Vermeidung der Exposition der Ulna, um der Bildung heterotoper Ossifikationen vorzubeugen	 ****
Khan et al. (2004)	Tuberositas radii	Fixation mittels Biotenodese Schraube	 ♦
Heinzelmann et al. (2009)	Tuberositas radii	EndoButton-Fixation mit zusätzlicher Biotenodese Schraube	 °

Tabelle 1: Überblick verschiedener OP-Techniken (* aus Morrey 1993, ** aus Hegelmaier et al. 1992, * aus Greenberg et al. 2003, **** aus Wirth und Bohnsack 2003, + aus Ozyüreköglü et al. 2003, ♦ aus Khan et al. 2004, °° aus Wilhelm 1978, ° aus Heinzelmann et al. 2009)**

5.3 Nachbehandlung

Das Nachbehandlungskonzept tendiert zunehmend zu kurzer Ruhigstellung und frühzeitiger Belastungsaufnahme (Cheung et al. 2005). Es werden zumeist verschiedene Stadien nacheinander freigegeben, wobei der zeitliche Ablauf stark variiert. Früh postoperativ wird zur Schmerzlinderung zumeist eine Oberarmgipsschiene in 90° Flexionsstellung angelegt. Hieraus erfolgt bereits passive Beübung. In ca. zwei Wochen Abstand folgt die aktive Extension. Hierbei ist auch der Einsatz einer dynamischen Flexionsschiene sinnvoll, bei der der Patient aktiv extendieren kann und der Arm passiv durch eine Feder gebeugt wird, um eine Bewegung des Ellenbogens zu gewährleisten. Somit wirken keine großen Kräfte auf die refixierte Sehne. Nach ca. vier bis sechs Wochen wird eine zunehmend aktive Bewegung und Belastungssteigerung gestattet. Ab der sechsten Woche wird ein unbeschränkter Bewegungsumfang erlaubt (D'Arco et al. 1998; Ramsey 1999; Brunner et al. 1999). In der Rehabilitationsphase ist insbesondere auf das Wiedererlangen der Supination zu achten, da dies postoperative das häufigste langfristig bleibende Bewegungsdefizit darstellt.

5.4 Komplikationen

Generell sind aufgrund der derzeit uneinheitlichen Studiendokumentation aussagekräftige Daten in Bezug auf Komplikationen oft schwer vergleichbar. Es wird über Komplikationsraten der Boyd & Anderson Technik von bis zu 39% berichtet (Kelly et al. 2000). Aktuell werden die Komplikationsraten entsprechend des operativen Zugangsweges, also nach der Ein- oder Zwei-Inzisionstechnik, unterschieden (Cohen 2008). Die Komplikationen betreffen insbesondere die bei der Operation exponierten Strukturen. Neben den generellen operativen Komplikationen wie Infekten, vorübergehenden Parästhesien und Lähmungen des N. radialis, wird die Bildung von heterotopen Ossifikationen und die sehr seltene Synostose im radioulnaren Raum beschrieben. Die Bildung heterotoper Ossifikationen wird in 6% der Zwei-Inzisionsverfahren beobachtet. Die Ein-Inzisionstechnik verzeichnet mit 3% nur unwesentlich weniger Komplikationen (Kelly et al. 2000; Morrey et al. 1985). Während die Parästhesien und Lähmungen direkt auf der intraoperativen Verletzung des N. radialis oder seiner Äste beruhen, ist der Grund der Knochenformationen noch nicht geklärt. Es werden hierfür die intraoperative Exposition des Periosts der Ulna und die Produktion des Knochenmehls, das durch Hochgeschwindigkeitsbohren entsteht, verantwortlich gemacht (Morrey 1993). Die modifizierte Boyd & Anderson Technik spricht diese Problematik an.

Chavan und al. fanden in ihrem Review von 71 publizierten Artikeln eine Komplikationsrate von 16% für die Zwei-Inzisionstechnik und von 18% für die Ein-Inzisionstechnik. Während die meisten Komplikationen in der Zwei-Inzisions-Gruppe den Verlust der Unterarmrotation betrafen (9%), zeigte sich für die Ein-Inzisionstechnik mit 13% die Nervenläsion als häufigstes Problem (Chavan et al. 2008). Bisson und al fanden retrospektiv nach 45 Reinsertionen der distalen Bizepssehne in der modifizierten Zwei-Inzisionstechnik bei 12 Patienten (27%) 14 postoperative Komplikationen. Hierbei traten 7 nervale Dysfunktionen, 3 funktionelle radioulnare Synostosen und ein Fall von Reflexdystrophie auf (Bisson et al. 2008).

6 Fragestellung

Derzeit wird eine Reihe von diversen Operationsmöglichkeiten beschrieben, die Bizepssehne an der Tuberositas radii zu refixieren. Neben direkten Sehnennähten kommen verschiedene alternative Versorgungen in Betracht. Hier werden dem Operateur eine Vielzahl von Systemen, unter anderem Schraubanker, resorbierbare Fixationssysteme oder Tenodeseschrauben angeboten. Bislang ist allerdings über die Festigkeit der meisten Ankersysteme an dieser Lokalisation zu wenig bekannt.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die vergleichenden maximalen Versagenskräfte der Refixationstechniken zu bestimmen und hieraus zu erkennen, ob eine frühfunktionelle Nachbehandlung möglich erscheint. Darüber hinaus soll analysiert werden, ob die Knochendichte Einfluss auf die Verankerungstechniken besitzen.

Dreizehn verschiedene Reinsertionsverfahren werden einer biomechanischen Testung an anatomischen Präparaten unterzogen. Verglichen werden hierbei die transossäre Fixation (sog. double-incision Technik) – das von Morrey modifizierte Verfahren nach Boyd und Anderson - mit neueren Techniken mit diversen, sowohl resorbierbaren als auch nicht resorbierbaren Fadenankern (Ein-Inzisionstechnik).

Vor dem Hintergrund der Vielzahl praktizierter Refixationsmethoden und angebotener Verankerungsimplantate befasst sich diese biomechanische Studie mit folgenden Fragen:

- Bei welchen Kräften kommt es zu einer Sehnenruptur der unverletzten distalen Bizepssehne?
- Welche Versagenslasten erzielen im Vergleich die Sehnenrekonstruktionen?
- Entsprechen die Versagensarten und Versagenskräfte der klinischen Beobachtung?
- Wo sind die Schwachstellen der einzelnen Refixationsmethoden?

- Gibt es eine Abhängigkeit des experimentellen Bizepssehnenaurisses von Dichteparametern des Knochens?
- Haben Knochendichteparameter Einfluss auf Festigkeit der Refixationsmethoden?

7 Material und Methode

In Vorversuchen wurden zunächst die Relevanz der einzelnen möglichen Schwachstellen wie Ankeröhr und Fadenhaktekraft analysiert. Es wurden Ausrisskräfte der unverletzten Sehne isoliert für die distale Bizepssehne betrachtet, um die Ausrisskräfte der refixierten Sehnen direkt mit den nativen Ausrisskräften am gleichen Präparat vergleichen zu können. Die Mitwirkung anderer Muskel, des umliegenden Gewebes sowie eine eventuelle Mitwirkung des Peritendineum wurde bewusst ausgeklammert, um weitere Störgrößen zu eliminieren. Die Zugrichtung der Sehne an der Tuberositas radii ist mit 90° Flexion bei voller Supinationsstellung des Radius gewählt worden, da der M. biceps seine maximale Kraft in dieser Stellung des Unterarmes entfaltet (Lanz und Wachsmuth 1959), in der die Ansatzsehne zur Tuberositas radii nahezu senkrecht steht. Diese Positionierung erlaubt auch die bessere Vergleichbarkeit mit den in der Literatur angegebenen Werten (Berlet et al. 1998; Lemos et al. 2004; Pereira et al. 2002).

Nach Evaluation der nativen Ausrisse wurden die Präparate im pQCTTM nach Knochendichteparametern vermessen. Anhand der kortikalen Dichte wurden die Präparate in Gruppen mit gleicher trabekulären Knochendichte eingeteilt und mit 13 verschiedenen Refixationsmethoden versorgt. Es folgte die Kraftbelastung der nun refixierten Bizepssehnen und die Evaluation der Ergebnisse.

7.1 Material

Es wurden 130 formalinfixierte, optisch nicht beschädigte Präparate aus zwei aufeinanderfolgenden anatomischen Präparierkursen verwendet. Es handelte sich dabei um 117 linksseitige Präparate und 13 rechtsseitige Präparate. 61 waren weibliche und 69 männliche Leichenpräparate. Das Durchschnittsalter betrug 79 ± 13 Jahre (55-109 Jahre). Ausschlusskriterien bei der Auswahl waren optisch eindeutige Beschädigungen des proximalen Radius oder der distalen Bizepssehne sowie ein zur adäquaten Befestigung nicht

genügender Sehnenstumpf. Makroskopisch geringe Auffälligkeiten wurden vermerkt. Die Präparate wurden in einer 100%-en Formalinlösung aufbewahrt.

Zur Refixation wurden folgende Knochenanker und Faden verwendet:



Abbildung 11: Verwendete Implantate (eigenes Bildarchiv)

Bezeichnung	Ø (mm)	Anzahl	Material	Hersteller	Vorwiegender Halt
Super Quickanchor TM plus	2,8	2	Titan	Mitek [®]	t / k
Ultra Sorb [®] RC	10.0	2	PLLA	Linvatec [®]	k
Corkscrew TM	5.0	2	Titan	Arthrex [®]	t / k
BioCorkScrew TM	5.5	2	PDLA	Arthrex [®]	t / k
Super Revo [®]	4.0	2	Titan	Linvatec [®]	t / k
Mini Revo [®]	2.7	2	Titan	Linvatec [®]	t / k
FASTak II TM	2.4	2	Titan	Arthrex [®]	t / k
Transossäre Naht (Ethibond Excell [®] Faden USP2-0)	0,5-0,6	2	PE	Ethicon [®]	k
Biotenodesis Screw	5.5	1	PGA	Arthrex [®]	t / k
Biocuff TM Screw	5.7	1	PLLA	Linvatec [®]	t / k
TwinFix TM	5.0	1	Titan	S&N [®]	t / k
EndoButton CL	20	1	Titan	S&N [®]	k

Tabelle 2: Übersicht der verwendeten Implantate; PLA=Polylaktat; PGA=Polyglycolsäure; PE=Polyester; PLLA=Polylevolaktat; PDLA=Polydextrolaktat; t=trabekulär; k= kortikal; S&N=Smith&Nephew[®]

7.2 Methode

7.2.1 Präparation

Vom zuerst im Gesamten entnommenen Radius wurde der distale Anteil bis auf ca. 6 cm, die zur Fixation notwendig waren, scharf abgetrennt. Die distale Bizepssehne wurde mit einem ca. 4 cm langen Anteil des Muskelbauches erhalten. Die Präparate wurden bis auf die distale Bizepssehne vom Muskelapparat befreit. Der Lacertus fibrosus wurde ebenfalls entfernt. Weiter wurde das die Tuberositas radii umgebende Gewebe entfernt, die Bursa bicipitoradialis eröffnet und das Peritendineum der distalen Bizepssehne, soweit wie möglich, entfernt. Besonders wurde darauf geachtet, dass die seitlichen Faserzüge des Peritendineums, die sich bei der Einsicht der Bursa durch Wegklappen der Sehne anspannen, entfernt werden. Diese Faserzüge strahlen proximal und distal der Sehne in medialer Richtung in den Radius ein. Das Aufklappen der Bursa entspricht unter physiologischen Bedingungen der maximalen Supination.

7.2.2 Anatomische Vermessung

Vor der Testung wurde die Breite des Sehnenansatzes an der Tuberositas, von medial gesehen, gemessen. Weiter wurde mittels Schiebelehre die Dicke der Sehne, soweit wie möglich am Knochen, die geringste Breite der Sehne, sowie die Entfernung dieser dünnsten Stelle vom Knochen gemessen (siehe Abbildung 12).

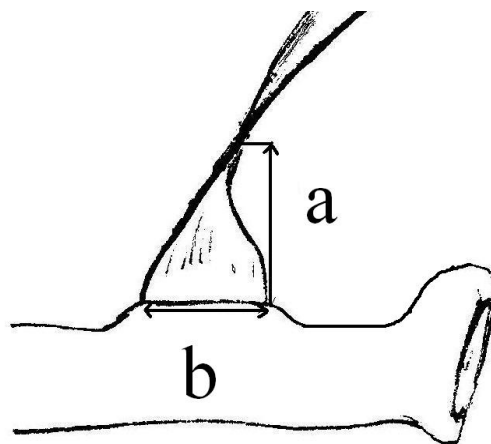


Abbildung 12: Schematische Zeichnung des proximalen Radius mit dem Ansatz der distalen Bizepssehne; a = Abstand der dünnsten Stelle der Sehne von der Tuberositas radii; b = Breite der Sehne an der Tuberositas radii (eigene Zeichnung)

7.2.3 Nahttechnik

Es sind unterschiedliche Durchflechtungen beschrieben, Sehnen sicher zu fixieren. Die Bunnel- (D'Arco et al. 1998; Eames et al. 2007) und die Kesslernahrt (Pereira et al. 2002) werden häufig verwendet, aber auch die überwendliche Krackow-Naht zeigt in Testungen eine sehr zuverlässige und noch höhere Festigkeit (Krackow et al. 1988). Um für die biomechanische Testung eine geeignete Art der Durchflechtung zu finden, wurde eine Testreihe zum Vergleich der Bunnel-, Kessler- und Krackow-Naht durchgeführt. Dabei wurde eine Sehne mit den drei verschiedenen Techniken durchflochten und eine Schleife geformt, die der Befestigung dienen sollte. Die Befestigung erfolgte hier bewusst ohne Knoten an der Schleife, um die Kräfte der Nahttechnik und nicht des Knotens zu testen. Es zeigten sich keinerlei Unterschiede mit einer Tendenz zur Favorisierung der Krackow-Naht. Die Krackow-Naht wurde für alle Refixationen ausgewählt und wie von Krackow et al. (Krackow et al. 1988) vorgeschlagen, mit je vier Würfen an beiden Rändern der Sehne ausgeführt.

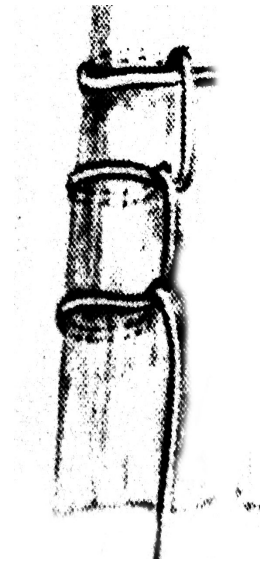


Abbildung 13: Skizze der Durchflechtungsnahrt nach Krackow (eigene Zeichnung)

7.2.4 Ankeröhr

Eine weitere wichtige Stelle, an der Fixationstechniken versagen können, stellt die Befestigungsöffnung der Anker - das Ankeröhr - dar. Diese Umlenkung des Fadens lässt Scherkräfte entstehen, die das Fadenmaterial mechanisch beanspruchen und zum Reißen führen können. Aus diesem Grund wurde eine Testreihe über die isolierten Ausrisskräfte am Ankeröhr an ausgewählten Ankern durchgeführt. Hierzu wurden folgende Anker untersucht: FASTakTM II, Twin FixTM Ti 5.0, Super Revo[®], MiniRevo[®], CorkscrewTM, BiocorkscrewTM und der Mitek[®] Super Quickanchor Plus.

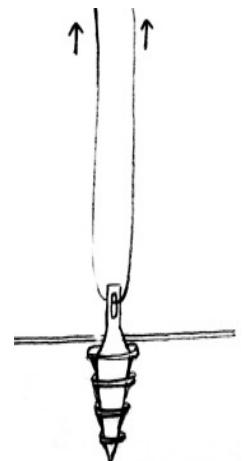


Abbildung 14: Versuchsaufbau am Ankeröhr (eigene Zeichnung)

Die sieben oben genannten Knochenanker wurden mit einem Ethibond Excel[®] Polyester-Faden der Stärke USP 2 bestückt und in eine Materialprüfmaschine eingespannt. Die Befestigung der Anker berührte den Faden nicht. Die zugseitige Befestigung über mehrere Windungen und einen Knoten an einem polierten Metallstift ermöglichte es, die Scherkräfte an

dieser Stelle möglichst gering zu halten und selektiv einen Fadenriss am Ankerrohr zu erzeugen. Riss der Faden an einer anderen Stelle als dem Eyelet, wurde der Versuch nicht gewertet. Analog zum Versuchsaufbau der Hauptversuche erfolgte der Zug nach Vorspannung mit 10 N in vertikaler Richtung. Registriert wurden der Kraft/Weg-Verlauf im Diagramm sowie die maximalen Haltekräfte.

7.2.5 Versuchsaufbau



(a)



(b)

Abbildung 15: Foto des Versuchsaufbaus am Beispiel (a) der transossären Befestigung und (b) des nativen Ausrisses

Der Versuchsaufbau für die Serien der nativen und der refixierten Testung war jeweils identisch. Nach Präparation wurden die Präparate mittels eines Prusikknots aus einer 5 mm dicken, handelsüblichen Reepschnur in der ZWICK® Materialprüfmaschine befestigt (ZWICK Materialprüfung 1445).

Der Prusiknoten ist ein blockierender Rutschknoten, der bei Belastung durch seine vier Windungen um den umschlungenen Körper eine äußerst sichere Befestigungsmethode

darstellt. Aufgrund seiner hohen Festigkeit wurde dieser Knoten, neben seiner traditionellen Bedeutung im Bergsport auch für die Sehnenverankerung des Kreuzbandes eingeführt (Krappinger et al. 2007). Zusätzlich wurde dieser Knoten durch eine Nadel gesichert, die quer in die Sehne eingebracht wurde. In Vorversuchen konnte gezeigt werden, dass durch diese Nadel keine mechanische Schwächung der Sehne erfolgt, die das spätere Versuchsergebnis beeinflussen würde. Durch diesen Versuchsaufbau wurde gewährleistet, dass die formalinfixierte und somit recht rutschige Sehne nicht dem Halteapparat entgleitet. Eine zusätzliche, natürliche Sicherung der Befestigung stellte auch der belassene Muskelbauch da, der durch Verbreiterung des Querschnitts ein weiteres Zugwiderlager darstellte. Die Reepschnur wurde am anderen Ende über eine nicht verschiebbare Schlinge mit Knoten an einem waagerechten Stift der Prüfvorrichtung befestigt.

Der Radius wurde mit dem Radiusköpfchen sowie auf der anderen Seite mit dem Radiusstumpf in einen hohlen, viereckigen Metallkörper eingebracht, der wiederum an der Bodenplatte der Prüfmaschine befestigt war. Die Fixierung des Präparates erfolgte dort über den Zug der Prüfmaschine, die eine Vorspannung von 10 N aufbaute und so das Lösen aus dem Hohlkörper verhinderte. Die Rotation des Radius bei Belastung um die eigene Längsachse, im Sinne einer Supination, wurde bewusst durch diesen Versuchsaufbau zugelassen, um auch einem „worst case“ gerecht zu werden, bei dem ein direkter axialer Zug angewendet wird. Dies entspricht auch klinisch dem supinierten und in 90° Flexion gehaltenen Ellbogengelenk.

Alle Gruppen, mit Ausnahme der Bio Schraube und des Twin FixTM mit QuickT Befestigung, wurden sehnenseitig mit einer Krackow-Naht von je vier Würfen auf jeder Seite der Sehne und jeweils mit beiden Schenkeln des Fadens über eine Länge von ca. 4 cm durchflochten (Ethibond Excell[®] Faden USP2-0). Hierzu wurden beide Fadenstränge nach Krackow auf der Seite der Sehne durchflochten, auf der sich der dazugehörige Anker befand. Am proximalen Ende der Durchflechtung wurden die zwei Fadenschenkel mit chirurgischen Knoten fixiert. Es wurden, außer bei der Bio Schraube, dem Twin FixTM mit Quick T Befestigung und dem EndoButton, je zwei Anker und zwei Fäden verwendet. Die BioTenodese Schraube verlangte eine andere Insertionstechnik. Hierbei wurde der Sehnenstumpf am Ende auf 1 cm ausgedünnt und so zugeschnitten, dass er in das Bohrloch zusammen mit der BioTenodese Schraube passte. Die Sehne wurde wiederum nach Krackow durchflochten. Mit einem zweiten Faden wurde die Sehne auf der anderen Seite ebenfalls befestigt. Der erste Faden wurde durch die aufgebohrte Schraube durchgeführt und das gesamte Konstrukt mit Hilfe eines dazugehörigen Inbus-Applikators in der vorgebohrten Öffnung so platziert, dass das

Gewinde der Schraube das zugeschnittene Sehnenstück im Bohrloch am Knochen blockiert. Der erste Faden, der über den inneren Teil der Schraube wieder aus dem Bohrloch herauskommt, wurde mit dem zweiten Faden verknüpft.

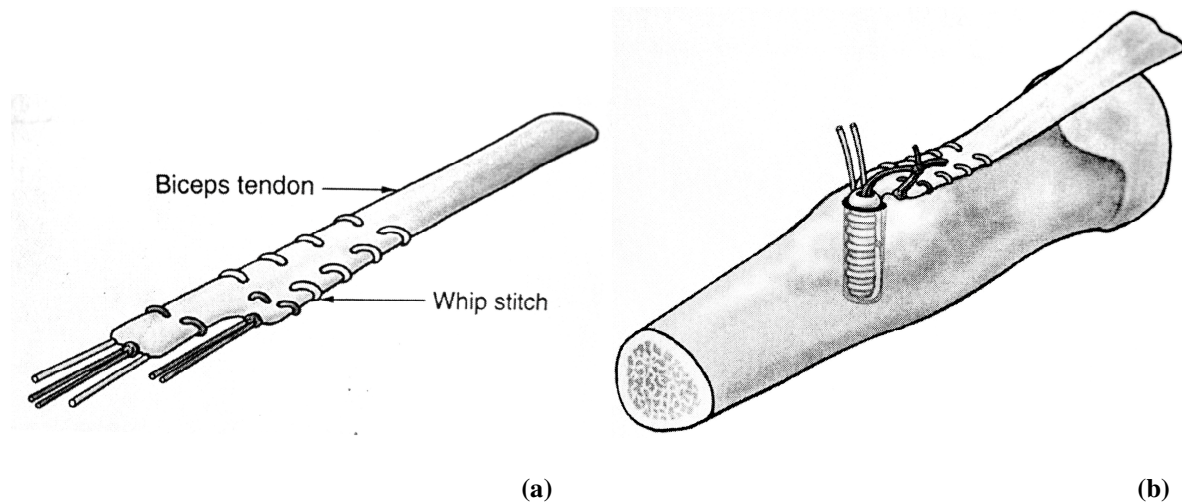


Abbildung 16: (a) Sehnendurchflechtung bei BioTenodese Fixierung (aus Khan et al. 2004); (b) BioTenodese Verankerung im Knochen (aus Khan et al. 2004)

Die „schnelle“ QuickT Technik basiert auf einer Sehnenfixierung mittels eines ca. 8 mm langen Kunststoffbügels, mit Fixation durch einen firmenseitig vorgelegten Knoten. Nach Eindrehen des Ankers wurde dieser Balken, nach Durchstechen durch die Sehne, über den Zug am Knotenfaden flach auf die Sehne gepresst und gesichert. Aus diesem Grund war eine Krackow-Durchflechtung nicht notwendig. Die Bioschraube benötigte kein Fadenmaterial. Sie wurde durch die Sehne hindurch in ein vorgebohrtes Loch platziert. Dabei verbreiterte eine gezackte Unterlegscheibe die Anpresszone zwischen Schraube, Sehne und Knochen. Der Versuchsaufbau war für den nativen Ausriss und den Ausriss mit refixierten Sehnen identisch.

7.2.6 Durchführung

Nach dem Erreichen einer Vorspannung von 10 N erfolgte die Testung mit einem Zug in 90° zur Ebene mit einer Geschwindigkeit von 400 mm/min bis zu einem Kraftabfall von 99% der Maximalkraft, womit der Versuch selbsttätig beendet wurde. Dies entspricht dem typischen Unfallmechanismus, bei dem eine exzentrische Kräftebelastung des gebeugten Unterarmes zur Ruptur führt. Der Versuchsaufbau ist auch mit den von anderen Autoren (Lemos et al. 2004, Barber et al. 2003 und Pereira et al. 2002) durchgeführten Studien vergleichbar.

Die Protokollierung des Versuches erfolgte über die ZWICK® Software als eine Weg/Kraft/Zeit-Tabelle, sowie im Ausdruck als Weg-Kraft-Graph.

7.2.7 Fotodokumentation

Bei jedem Versuch dokumentierten Farbbilder der Sehne mit Einsicht in die aufgeklappte Bursa bicipitoradialis sowie Bilder im Verlauf der Zugbeanspruchung den Versuchsablauf. Ebenso wurden sowohl die Tuberositas selber, als auch die ausgerissene Sehne nach dem Versuch einzeln photographisch dokumentiert.

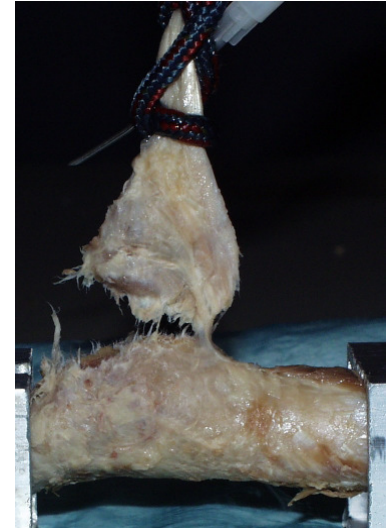


Abbildung 17: Foto des nativen Ausrisses

7.2.8 Knochendichtemessung

Nach dem nativen Ausrissest wurde die Knochendichtemessung durchgeführt. Die Mitte der Tuberositas radii wurde mit einem schwarzen Faden markiert, um die Zentrierung in der später eingespannten Haltevorrichtung im pQCT™ zu erleichtern. Die Präparate wurden daraufhin über 12 Stunden in einer 20 ml großen, mit Leitungswasser gefüllten Spritze eingelegt und bei einem Unterdruck von 1 bar entlüftet. Dies war notwendig, um Artefakte, die im CT-Bild durch Luftansammlung im Knochen entstehen, zu vermeiden. Die Spritzen wurden luftdicht verschlossen und in das pQCT™ (PQCT Scanner, XCT Research SA; Stratec Medizintechnik, Pforzheim, Germany) eingespannt.

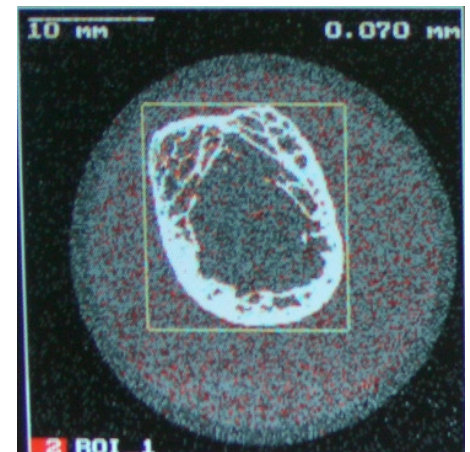


Abbildung 18: pQCT Schnittbild (eigenes Archiv)

Die Messung erfolgte an drei verschiedenen Stellen der Tuberositas radii: In der Mitte der Tuberositas und dann jeweils im Abstand von 4 mm von der Mitte. Die Einstellung der Mitte erfolgte manuell, die zwei anderen Messstellen automatisch. Aufnahmen mit Restluft im Knochen wurden nach nochmaliger Entlüftung wiederholt.

Es wurden die vom Hersteller empfohlenen Parametereinstellungen für die Bestimmung der Knochendichten und Flächen gewählt. Die Schnittdicke betrug 0.2 mm. Die Schwelle für die trabekuläre Dichte wurde bei 169 mg/cm³, mit einem trabekulären Bereich von 45% festgesetzt. Für die kortikale Schwelle wurde die Schwelle bei 480 mg/cm³ festgesetzt. Die weiteren Parameter sind im Anhang tabellarisch aufgelistet. Die Bestimmung der Knochendichteparameter erfolgte mittels Stratec Software Version 5.40[®]. Nach Berechnung der oben genannten Parameter wurde ein Mittelwert der drei verschiedenen Schnittbilder errechnet. Es wurden jeweils der trabekuläre und kortikale Mineralgehalt sowie deren Dichten bestimmt. Ebenso wurden absolute Werte der einzelnen Präparate wie die Fläche der Kortikalis, der Spongiosa sowie die absolute Knochenfläche bestimmt.

Parameter	Kürzel	[Einheit]
Absoluter Knochengehalt	TOT_CNT	[mg/mm]
Absolute Knochendichte	TOT_DEN	[mg/cm ³]
Trabekulärer Gehalt	TRAB_CNT	[mg/mm]
Trabekuläre Dichte	TRAB_DEN	[mg/cm ³]
Kortikaler Gehalt	CRT_CNT	[mg/mm]
Kortikale Dichte	CRT_DEN	[mg/cm ³]
Absolute Knochenfläche	TOT_A	[mm ²]
Trabekuläre Fläche	TRAB_A	[mm ²]
Kortikale Fläche	CRT_A	[mm ²]
Mittlere kortikale Dicke	CRT_THK	[mm]

Tabelle 3: im pQCT[™] erfasste Werte

7.2.9 Statistik

Eine zuvor durchgeführte Power-Analyse zeigte, dass je 10 Präparate eine statische Power von 80% haben, um signifikante Unterschiede der Versagenslasten von mindestens 20% zu finden ($\beta=0,2$, $\alpha=0,05$). Die statistische Testung der Gauss'schen Normalverteilung erfolgte mit dem Kolmogorov-Smirnov Test. Die Testung der verschiedenen Refixationstechniken wurde mit einer einfachen Varianztestung durchgeführt. Signifikanz wurde als $P < 0,05$ definiert. Die Berechnung der Power und die statistische Auswertung erfolgte mit SigmaStat[®] for Windows Version 3.5, Build 3.5.0.54, Systat Software, Inc., Copyright 2006

8 Ergebnisse

8.1 Anatomische Messdaten

Die verwendeten Präparate zeigten im Mittel eine Dicke der Sehne von $2,9 \pm 0,75$ mm, eine Breite des Sehnenansatzes von $18,6 \pm 2,9$ mm, und einen Abstand der dünnsten Sehnenstelle von der Tuberositas von $30,5 \pm 6,6$ mm. Dieser dünnste Bereich war im Mittel $5,7 \pm 1,4$ mm breit. Nur die Entfernung der dünnsten Stelle der Sehne von der Tuberositas zeigte eine Normalverteilung (K-S Dist.=0,085; $P=0,074$). Hierbei bestand ein direkter Zusammenhang zwischen der Breite des Sehnenansatzes und der Dicke der Sehne im Ebenenwechsel als auch der Entfernung dieser Stelle von der Tuberositas ($P<0,0002$).

8.2 Nahttechniken (Vorversuch)

Die Versagenskräfte der einzelnen Nahttechniken nach Krackow, Bunnel und Kessler folgten in allen drei Gruppen einer Normalverteilung (in dieser Reihenfolge: K-S Dist. = 0,159, $P>0,200$; K-S Dist. = 0,279, $P>0,200$; K-S Dist. = 0,175, $P=0,154$). Die Bunnel-Naht war mit $159,4 \pm 11,8$ N (min 143 N, max 177,8 N) bezüglich ihrer Kraft mit der Krackow-Naht mit $156,9 \pm 8,3$ N (min 146,7 N, max 167,4 N) ($p<0,001$) bei geringer Streuung ohne signifikante Unterschiede. Mit $92,6 \pm 14,1$ N (min 73,9 N, max 106,9 N) riss die Kessler-Fixation bereits bei niedrigeren Kräften. Die Kessler-Naht versagte in zwei Dritteln der Fälle und die Bunnel-Naht in der Hälfte der Fälle durch Durchschneiden aus der Sehne in Belastungsrichtung. Die Krackow-Naht riss zu 100% am Faden selber, und zwar an der ersten Kreuzungsstelle von zwei Fadenschenkeln.

8.3 Versagenskräfte an Ankeröhr (Vorversuch)

Die mittlere Versagenskraft aller Anker am Ankehröhr betrug $160,6 \pm 19,3$ N. Für die einzelnen Anker wurden folgende Kräfte ermittelt:

Anker	mittel	min	max
Mini Revo [®] 2.7 mm	174,8 N ± 21,7 N	138,7 N	201,8 N
FASTak TM II 2.4mm	168,8 N ± 15,7 N	154,0 N	194,2 N
Twin Fix TM 5.0 mm	149,6 N ± 7,3 N	141,1 N	164,4 N
SuperRevo 4.0 mm	157,0 N ± 9,8 N	148,5 N	173,3 N
Corkscrew TM 5.5mm	168,1 N ± 19,3 N	151,7 N	193,3 N
BioCorkScrew TM 5.5 mm	151,8 N ± 27,6 N	112,6 N	190,1 N
Super Quickanchor TM plus 2.8mm	155,8 N ± 16,5 N	138,6 N	176,2 N

Tabelle 4: Versagenskräfte am Ankeröhr

Es bestand in den Gruppen jeweils eine Normalverteilung der Versagenskräfte am Ankeröhr. Die statistische Auswertung ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Eyeletausrisskräften ($\alpha = 0,050$; power = 0,249; $P = 0,141$). Insbesondere bestand kein Unterschied zwischen Ankern, deren Ankeröhr (Eyelet) aus Metall oder aus bioresorbierbaren Materialien bestand.

8.4 Nativer Ausriss

Die Ausrisskräfte der „angewachsenen“ Sehnen zeigten eine Normalverteilung (K-S Dist. = 0,071; $P > 0,200$). Der Mittelwert der Ausrisskräfte betrug 274,6 N ± 109,8 N, mit einem Minimalwert von 78,4 N und einem Maximalwert von 658 N. Der Median lag bei 264,9 N.

Bei der Testung wurde achtmal ein Ausriss mit knöchernem Anteil beobachtet. Sechs mal riss die Sehne selber, wobei die intratendinären Risse mit nativen Ausrisskräften über 360 N recht hohe Kräfte verzeichneten.

Bei fast allen Ausrissen, die am Sehnen-Knochen-Übergang stattfanden, begann der Abriss am proximalen Ende des Sehnenansatzes und setzte sich nach distal fort. Ein typischer Kraft Weg-Verlauf ist in der folgenden Abbildung dargestellt:

Nativer Ausriss - Beispiel

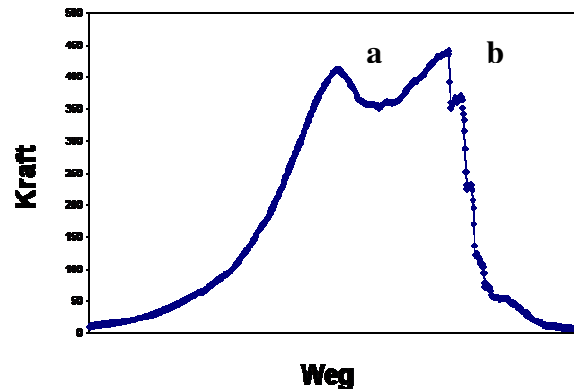


Abbildung 19: Typischer Graph bei nativem Ausriss; a=Kraftnachlass bei Reißen des proximalen Ansatzes der distalen Bizepssehne; b=Reißen des distalen Ansatzes

8.5 Verschiedene Refixationsmethoden

8.5.1 Versagenskräfte

Die Verteilung aller Ausrisse refixierter Sehnen entsprach der Gauss'schen Normalverteilung (K-S Dist.=0,089; P=0,072). Die durchschnittliche Versagenslast aller Refixationsmethoden lag bei 178 ± 90 N (min 21,4 N einfacher Twin Fix Quick TTM; max 411,5 N EndoButton). Der Median lag bei 178,2 N. Die kleinste durchschnittliche Versagenslast für eine Refixationsmethode war mit einem Wert von 57 N beim Twin FixTM Quick T 5.0 mm zu finden. Die größte durchschnittliche Versagenskraft zeigte der EndoButton mit 259 ± 37 N. Die transossäre Refixation zeigte eine Haltekraft von 210 ± 29 N. Im Vergleich mit den anderen Techniken zeigte der EndoButton mit 259 ± 28 N signifikant höhere Werte ($P < 0.05$). Die restlichen Verankerungsmethoden (CorkscrewTM, Super QuickanchorTM Plus 2,8mm, UltraSorb RC[®] 10.0, MiniRevo[®] 2,7mm, Super Revo[®] 4,0mm, BioCorkScrewTM 5,5mm, Doppelter Twin FixTM 5,0mm) zeigten keine signifikanten Unterschiede untereinander und hatten eine signifikant geringere Versagenskraft (außer BioCuff ScrewTM 5,7mm mit 105 ± 28 N; $P < 0.05$). Eine ausführliche Tabelle der signifikanten Unterschiede befindet sich im Anhang.

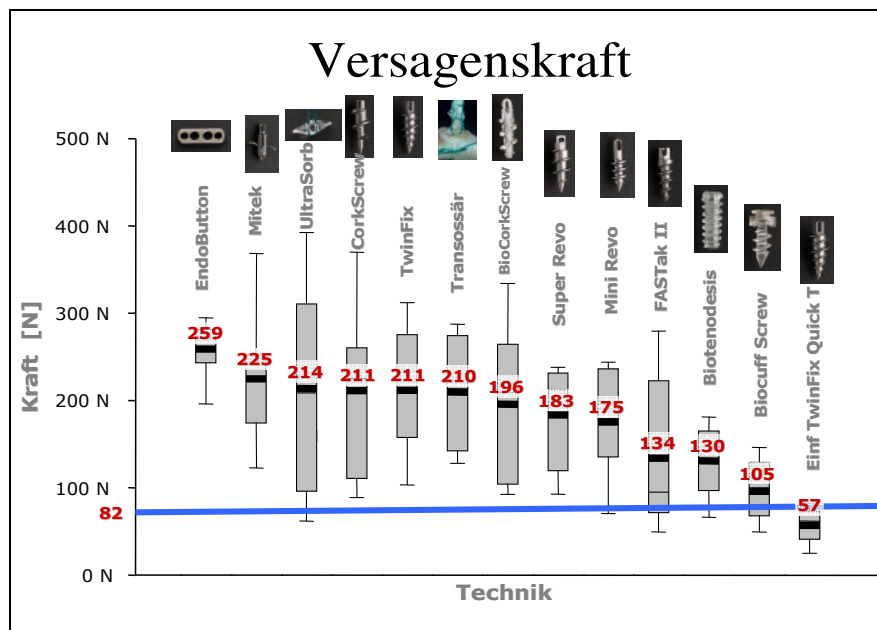


Abbildung 19: Überblick Versagenskräfte aller Refixationsmethoden; Boxplot entspricht der 25sten bis 75sten Perzentile mit dem Median fett markiert, Linien zeigen die 10 und 90 Perzentile; rote Ziffern zeigen Durchschnittswerte, blaue Linie entspricht der benötigten Kraft zur aktiven Flexion in der Ellenbeuge gegen die Schwerkraft (Nordin 2001); Student's t-test; $p < 0.05$

8.5.2 Versagensart

Drei verschiedene Versagensarten wurden beobachtet: Ankerausriß, Fadenriss und Sehnenriss. Ein Versagen der Sehnennaht nach Krackow wurde in keinem Fall beobachtet. Die folgende Tabelle demonstriert grafisch diese Arten des Versagens mit ihren jeweiligen Anteilen.

	Fadenriß	Ankerausriß	Sehnenversagen
EndoButton CL *	8	2	0
Super Quickanchor TM plus	2	8	0
Ultra Sorb RC [®] 10.0 mm	5	5	0
Corkscrew TM [™] 5.0 mm	3	7	0
TwinFix TM [®] 5.0 mm	5	5	0
Transossär	5	5	0
BioCorkScrew TM [™] 5.5 mm	8	2	0
Super Revo [®] 4.0 mm	7	3	0
Mini Revo [®] 2.7 mm	4	6	0
FASTak II [™] 2.4 mm	3	7	0
Bio Cuff TM [*]	4	3	3
Biocuff Screw 5.7 mm *	0	2	8
einf. TwinFix QuickT [™] 5.0 mm	0	2	8

Tabelle 5: Übersicht der Versagensarten verschiedener Refixationsmethoden; *=einfache Verwendung

8.6 pQCT™

8.6.1 Gesamtergebnisse

Bei einer mittleren absoluten Knochendichte von 436 mg/cm³ lag die mittlere kortikale Dichte der Präparate bei 1096 mg/cm³. Die mittlere trabekuläre Dichte war 142,6 mg/cm³. Die durchschnittliche kortikale Dicke des Knochens betrug 2,38 mm. Eine ausführliche Auflistung der Knochenparameter ist im Anhang zu finden.

Die trabekuläre Dichte hatte weder einen signifikanten Zusammenhang mit der nativen Ausrisskraft, den maximalen Ausrisskräften der refixierten Sehnen noch mit dem Alter. Ebenso zeigte die trabekuläre Dichte keine signifikante Korrelation zur kortikalen Dichte.

Der kortikale Gehalt zeigte signifikante Korrelationen mit der nativen Ausrisskraft, jedoch nicht mit den Ausrisskräften der refixierten Sehnen. Die nativen Ausrisskräfte korrelierten mit dem Alter, jedoch nicht mit den Anker-ausrisskräften. Mit steigendem Alter nahm die kortikale Dichte signifikant ($p < 0,001$) ab.

8.6.2 Ergebnisse einzelner Gruppen

Die Gruppen der einzelnen Refixationsverfahren zeigten keinen signifikanten Unterschied bezüglich der trabekulären Dichte der verwendeten Präparate. ($P = 0,993$; $\alpha = 0,050$). Es lag jeweils eine Normalverteilung vor. Ein statistischer Zusammenhang der Ausrisskräfte mit Parametern der Knochenqualität konnte nicht bei allen Refixationsverfahren gefunden werden. Signifikante Korrelationen lagen beim Super Quick Anchor™ von Mitek®, dem Ultra Sorb RC®, der Biotenodese Schraube, dem Mini Revo und dem EndoButton vor.

Während der Ultra Sorb® RC, der Mini Revo® und zum großen Teil auch die Biotenodese Schraube eine statistisch signifikante Korrelation mit absoluten und quantitativen Größen (kortikaler/trabekulärer Gesamtgehalt) zeigten, lag lediglich beim EndoButton und dem Super Quick Anchor™ von Mitek® ein Zusammenhang mit den Größen der Knochenqualität vor. Diese Größen waren die Gesamtknochendichte (Super Quick™ Anchor, EndoButton, Biotenodese Schraube) und die trabekuläre Dichte (EndoButton, Biotenodese Schraube; Pearson Korrelation: $P < 0,05$)

9 Diskussion

Die Inzidenz der distalen Bizepssehnenruptur ist in den letzten Dekaden von 3% auf 10% aller Bizepssehnenrupturen angestiegen (Morrison et al. 2002 9; Klonz et Reilmann 2000). Ebenso zeichnet sich in der Literatur in den letzten Jahren ein starker Zuwachs an Publikationen zu operativen Möglichkeiten einer Refixation der distalen Bizepssehne ab. Alleine in den Jahren 2007-2008 wurden im PubMed 41 relevante Artikel zum Thema „distal biceps tendon“ gelistet. Es wurden jedoch nur wenige biomechanische Studien publiziert, die die frühe postoperative Belastbarkeit untersuchten. Da alle anatomischen Refixationstechniken die distale Bizepssehne an die knöcherne Tuberositas radii befestigen, stellt sich die Frage, ob sich Dichteunterschiede dieses Knochens auf die initiale Festigkeit der Refixation auswirken. Biomechanische Untersuchungen unter Beachtung der Knochendichte auf die initiale Festigkeit der Refixation sind bislang nur von Lemos und Pereira durchgeführt worden. Diese wurden an „frisch eingefrorenen“ Präparaten mit einer geringen Fallzahl von 18 (Lemos et al. 2004) bzw. 24 (Pereira et al. 2002) durchgeführt. Durch die bessere Verfügbarkeit von formalinfixierten anatomischen Präparaten konnte diese Studie mit 13 verschiedenen Refixationstechniken eine deutlich höhere Anzahl untersuchen und mit 130 Präparaten eine deutlich höhere Fallzahl erreichen.

9.1 Formalinfixation

Eine potentielle Limitation der vorliegenden Studie ist die Verwendung von formalinfixierten Präparaten. Es stellt sich die Frage, ob die Formalinfixierung Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften der Sehne oder des Knochens hat, die die Ergebnisse dieser Studie beeinträchtigen würden. Mangels Untersuchungen an der Tuberositas radii ist ein ortsspezifischer Literaturvergleich nicht möglich. Untersuchungen an Tierkadavern zeigen, dass die Fixierung durch Formalin keinen Einfluss auf die Messung der Knochendichte hat (van Haaren et al. 2008). Relevante Literatur zu biomechanischen Eigenschaften formalinfixierter Sehnen ist bislang nicht vorhanden. Eine Alternative stellt die Verwendung von frischgefrorenen Präparaten dar. Das Einfrieren und Auftauen von Präparaten hat jedoch nach Untersuchungen von Clavert einen signifikanten Einfluss auf die maximale Festigkeit von Sehnen (Clavert et al. 2001). Nachdem genau diese Festigkeit untersucht werden sollte, wurde die Formalinfixation ausgewählt, die aufgrund der besseren Verfügbarkeit auch höhere

Fallzahlen erlaubt. Eine Verwendung nicht behandelter, frischer Präparate war aus logistischer Sicht nicht möglich.

9.2 Anatomische Messungen

Der Anatomie der distalen Insertion der Bizepssehne wurde bislang in der Literatur nur wenig Aufmerksamkeit geschenkt. Erst 2007 betrachteten Eames und al. die Anatomie des Ansatzes genauer und beschrieben den zweiteiligen Ansatz der Sehne an der Tuberositas radii, dessen Existenz bislang nicht bekannt war (Eames et al. 2007). Mazocca und al. 2007 führten eine genaue Vermessung des proximalen Radius durch, die sich jedoch primär mit den knöchernen Strukturen der Tuberositas beschäftigte und nicht mit der Anatomie der Sehne (Mazocca et al. 2007). Sie fanden dabei, vergleichbar mit der vorliegenden Studie, einen mittleren knöchernen Durchmesser von 17 ± 2 mm distal der Tuberositas und 15 ± 1 mm im CT in der Mitte der Tuberositas. Dies impliziert indirekt, dass der Durchmesser des Radius mit dem Abstand von der Tuberositas radii zunimmt. Hier muss jedoch den verschiedenen Messverfahren Rechnung getragen werden (Messlehre vs. CT Messung). Während die CT Messung die rein knöchernen Strukturen erfasst, besteht bei der Messlehre die Möglichkeit, durch Bindegewebe die Ergebnisse der Messung zu verfälschen. Ebenso ist die Lokalisation der Messung bedeutend. Man könnte zwar erwarten, dass die Größe der Tuberositas bzw. die Größe des prominenten Ansatzes an der Tuberositas sich ulnar auf ein mögliches Impingement auswirken. Eine biomechanische Relevanz dieser anatomischen Größen haben jedoch weder Mazocca und al. noch die vorliegende Studie gefunden. Mazocca und al. fanden keine Korrelation zwischen dem Alter, dem Geschlecht und jeglichen der neun untersuchten anatomischen knöchernen Messgrößen. Diese Studie findet ebenfalls keinen Zusammenhang der Durchmesser mit der nativen Ausrisskraft oder der Ausrisskraft der refixierten Sehnen. Es zeigte sich jedoch ein starker Zusammenhang zwischen der Breite des Sehnenansatzes und der Dicke der Sehne im Ebenenwechsel, wie auch der Entfernung dieser Stelle von der Tuberositas ($P < 0,0002$). Dieser anatomisch bestehende Wechsel der Ebenen im Verlauf der Sehne könnte jedoch auch von anderen Faktoren wie Muskelquerschnitt oder anderen Eigenschaften der Oberarmmuskulatur abhängig sein, die nicht Gegenstand dieser Studie waren. Ob diese Messwerte biomechanisch oder klinisch relevant sind, bleibt zu prüfen.

9.3 Nahttechniken und Fadeneigenschaften

Ein bedeutender Faktor für die Gesamtfestigkeit der Sehnenrefixation ist die Haltekraft des verwendeten Fadens und der Nahttechnik. Dabei kann die Festigkeit und die maximale Haltekraft eines Fadens durch die Nahttechnik beeinflusst werden. Verschiedene Techniken haben mehr oder weniger häufige Überkreuzungen von Fadensträngen zur Folge. An diesen Berührungsstellen entstehen - vor allem bei dynamischer Belastung - Scherkräfte, die die Haltekraft beeinträchtigen. Die Art der Sehnendurchflechtung kann außer dem Fadenriss auch durch Durchschneiden durch die Sehne versagen.

Für die verwendete Krackow-Naht ergaben sich in dieser Studie mit einer mittleren Versagenskraft von $156,9 \pm 8$ N (min 146,7 N, max 167,4 N) Werte, die im Bereich der Versagenslasten der Anker liegen. Der Riss fand zumeist an der ersten Überkreuzungsstelle von zwei Fadenschenkeln statt. Während hier aber ein Faden getestet wurde, sind die refixierten Anker jeweils mit zwei Fäden versorgt worden. Somit ist bei einer adäquaten Befestigung und technischen Durchführung von höherer Versagenslast auszugehen, die dann deutlich oberhalb der Versagenskräfte der einzelnen Refixationsmethoden liegt. In diesem Bereich kann die maximale Haltekraft des Fadens und der Naht relevant werden.

9.4 Ankeröhr

Nach Einführung von neuen Verankerungsmaterialien zur Befestigung von Sehnen am Knochen, hat sich das Interesse zunächst auf die Ausrisskräfte der Anker aus dem Knochen gerichtet. Zunehmend wurden in der Literatur auch die Anker-Faden-Verbindung (= Eyelet) kritisch zu betrachten (Meyer et al. 2002; Barber et al. 2006). Barber und al. und auch Meyer und al. stellten dar, dass die Kräfte, die zum Reißen des Fadens am Ankeröhr führen, bis zu 73% geringer sein können, als die Ausrisskräfte der Anker aus dem Knochen (Meyer et al. 2002). Somit könnte die Anker-Faden-Verbindung das schwächste Glied in der Kette und dadurch auch der limitierende Faktor bei Ankerrefixationen sein.

In einem mit dieser Studie vergleichbaren Versuchsaufbau (mit Ethibond No.2 Fäden) erhielten Meyer et al. 2002 in axialer Zugrichtung Versagenskräfte von 116 ± 5 N bis 226 ± 5 N. Hiermit stehen die Ergebnisse dieser Studie gut im Einklang. Die durchschnittliche Versagenskraft mit Fadenriss am Ankeröhr betrug in dieser Studie $160,6 \pm 19$ N.

Meyer und al. fanden, dass auch der Winkel zwischen Faden und Eyelet, Einfluss auf die maximale Haltekraft besitzt (Meyer et al. 2002). So postulierten sie, dass jedes Eyelet eine

Kraftrichtung besitze, in der der Faden bevorzugt reißt. Insbesondere aber berge die Inklination der Anker eine zusätzliche Reduktion der Haltekraft in sich. Betrachtet man die anatomischen Verhältnisse an der distalen Bizepssehne, wo der Winkel der Kraft sehr stark von der Position des Radius in Pronation und Supination abhängig ist, zeigt sich diese Tatsache als ein möglicher bedeutender Aspekt in der Versorgung distaler Bizepssehnenrupturen.

Zusammen mit den verschiedenen Titanankern wurde in dieser Studie auch der bioresorbierbare Schraubanker BioCorkscrew™ untersucht. Dieser besitzt als Ankeröhr keine metallene Öse, sondern einen beschichteten Faden. Wie auch bei Barber und al., zeigt sich in dieser Studie, dass beschichtete Ankeröhre keine höheren Kräfte aushalten als Ösen aus Titan (Barber et al. 2003). Somit scheinen Reibungskräfte am Ankeröhr nicht primär vom verwendeten Material, Metall oder Faden, abhängig zu sein. Es können aber wohl Größen wie Eyeletgröße, Verarbeitung und Design (rund oder „streamlined“ mit Fadenschutz) Einfluss auf entstehende Scherkräfte haben (Meyer et al. 2002). Interessant ist dieses Ergebnis vor allem im Hinblick auf die Ausrisskräfte der gesamten, refixierten Sehnenkonstrukte. Diese liegen in der vorliegenden Studie bei den meisten Schraubankern (mit je zwei Fäden) um 200 N; die Eyeletkräfte (jeweils mit einem Faden) liegen - mit rund 40 N weniger - im Mittel bei 160 N. Ausgehend von der Annahme, dass zwei Fäden im Vergleich zu einem einzelnen die doppelte Kraft erreichen müssten, überrascht die relativ geringe Differenz dieser beiden Untersuchungen. Verständlicher wird dies jedoch vor dem Hintergrund der Tatsache, dass zwei Befestigungen bei unterschiedlicher Spannungsverteilung oft nacheinander versagen, so dass die maximale Last letztendlich doch zum Teil auf nur einen einzigen Anker und somit auch auf eine Fadenschlaufe übertragen wird.

Zu erwähnen ist zudem, dass bei der Eyelet-Problematik auch die bereits diskutierte maximale Haltekraft des Fadens und die Fadenbeschaffenheit eine wesentliche Rolle spielen. So haben Barber und al. gezeigt, dass neuere Fadenmaterialien (z.B. UHMW-PE) sich positiv auswirken und höheren Belastungen standhalten (Barber et al. 2003). Acton und al. vermerkten bei gleicher Fadenstärke bei einem Fiber Wire® (UHMW-PE) fast doppelte Kräfte im Vergleich zu dem auch hier verwendeten Ethibond® USP 2 (Acton et al. 2004). Einfluss auf die maximalen Haltekraft hat ebenfalls die Tiefe der eingesetzten Fadenanker (Bynum et al. 2005). Zum einen fanden Bynum und al. in einer Testreihe an tiefgefrorenen bovinen Knochen, dass die Tiefe der Anker in höheren Haltekraften resultiert, aber auch die Gefahr von Fadenschädigung am umgebenden Knochen mit sich bringen könnte (Bynum et

al. 2005). Hierzu sind sicherlich weitere Untersuchungen notwendig, die die Versagenskraft des Fadens am Ankeröhr mit anderen Fadenmaterialien (z.B. UHMW-PE) und auch in Abhängigkeit von der Zugrichtung, die der Pro- und Supination des Radius entsprechen, in einem zyklischen Test untersuchen (Barber et al. 2003; Kettler et al. 2007). Bei der transossären Befestigung ist kein Ankeröhr vorhanden. Es treten jedoch Scherkräfte an den knöchernen Bohrlöchern auf, die durch ihre scharfen Kanten die Fadenfestigkeit reduzieren können. Ebenso wie auch bei Knochenankern kommen Schermomente ins Spiel, die bei der chirurgischen Befestigung auftreten (z.B. Durchziehen des Fadens durch das Ankeröhr). Eine Möglichkeit diese Scherkräfte zu reduzieren wäre, abgerundete bzw. entgratete Kanten der Bohrlöcher herzustellen oder Fadenmaterial mit höherem Widerstand gegenüber Scherkräften (z.B. durch Beschichtung) zu verwenden.

Nicht nur die Verbesserung der alleinigen Festigkeit des Fadenmaterials kann zu höheren Haltekräften führen, sondern es können auch weitere Faktoren wie Knotbarkeit, Dehnbarkeit, in vivo Haltbarkeit, Fremdkörperreaktion, Irritation beim Abbau bioresorbierbarer Komponenten etc. einen wesentlichen Einfluss auf die Stabilität des Gesamtkonstrukts haben.

9.5 Ausrisskräfte intakter Sehnen

Derzeit liegen nur wenige Daten zu nativen Ausrisskräften an der Tuberositas radii im Verhältnis zur Festigkeit der Refixation vor. Pereira und al. berichteten über eine mittlere Versagenskraft von 210,5 N (Pereira et al. 2002). Idler und al. 2006 kamen mit 204.3 ± 77 N auf sehr ähnliche Werte. Beide Studien wurden an aufgetauten tiefgefrorenen Präparaten vorgenommen. Die mittleren Ausrisskräfte dieser, an formalinfixierten Präparaten durchgeführten, Studie lagen um über ein Drittel höher, nämlich bei $274,6 \text{ N} \pm 110 \text{ N}$ (Median 264,9 N). Die Unterschiede können durch Einflüsse des Einfrierens und Auftauens erklärt werden. Wie Clavert und al. in ihrer biomechanischen Studie zeigen, ist die maximale Haltekraft von Sehnen nach Auftauen aus dem Gefrierzustand signifikant vermindert (Clavert et al. 2001). Die in dieser Studie erfassten Kräfte sind mehr als dreimal so stark/hoch wie die Kräfte, die wirken wenn die distale Bizepssehne in 90° Flexion ohne Gewicht gehalten wird (Nordin 2001). Diese getestete 90° Flexionsposition bei voller Supination stellt hierbei die biomechanisch größte Beanspruchung dar, da dort die Sehnenfasern fast senkrecht zur Verankerung stehen. Sowohl die Kräfte am Eyelet ($161 \pm 19 \text{ N}$) als auch die Haltekräfte des einzelnen Fadens ($114,7 \pm 16 \text{ N}$) zeigten in dieser Studie deutlich geringere Werte. Grundsätzlich konnte in dieser Studie verzeichnet werden, dass - unabhängig vom gewählten

Refixationsverfahren - die durchschnittliche initiale Haltekraft (178 ± 90 N) deutlich der Ausrissfestigkeit der unverletzten distalen Bizepssehne unterlegen ist.

Der fehlende Zusammenhang zwischen der trabekulären Dichte und dem nativen Ausriss oder dem Alter der distalen Bizepssehnen bestätigte die Beobachtungen in der Klinik. Nicht Patienten im höheren Lebensalter sind von Rupturen betroffen, sondern überwiegend Patienten im mittleren Alter, deren Knochendichte höher ist.

Die Versagensart zeigte zumeist eine Ruptur der proximalen Fasern, die sich nach distal fortsetzte. Diese Fasern entspringen dem langen Bizepsbauch der als stärkerer Supinator als der kurze Bizepsbauch gilt (Eames et al. 2007). Ob das Versagen zustande kommt, weil die senkrecht gerichtete Kraft möglicherweise proximal an „kürzeren“ Fasern ansetzt, die Enthese der distalen Sehnenabschnitte kräftiger ist, oder weitere Gründe für diese Beobachtung bestehen, muss noch durch weitere Untersuchungen geklärt werden.

Ein Zusammenhang der nativen Ausrisskräfte mit der Dicke oder Dichte des trabekulären oder kortikalen Knochens konnte in vorliegender Studie nicht festgestellt werden. Es bestand jedoch ein starker positiver Zusammenhang mit dem kortikalen Mineralgehalt an der Tuberositas radii (Pearson Korrelation; $P < 0,05$). Hieraus kann gefolgert werden, dass Individuen mit erhöhtem Mineralgehalt der Kortikalis, dem Ort wo der Ansatz der Sehne über Sharpey'sche Fasern stattfindet, eine biomechanisch stärkere Sehnen-Knochen-Verbindung (Enthese) besitzen. Es besteht außerdem eine signifikante Korrelation ($p < 0,05$) des kortikalen Mineralgehaltes mit weiteren kortikalen Parametern wie kortikale Fläche, Dichte und Dicke. Ein Zusammenhang der kortikalen Dichte und der kortikalen Fläche mit den nativen Ausrisskräften ist allerdings aufgrund der Ergebnisse dieser Studie ($p = 0,0559$ und $p = 0,0556$) nur als ein möglicher Trend zu werten. Mangels vergleichbarer Studien können diese Ergebnisse bisher nicht in Zusammenhang mit anderer Literatur gebracht werden. Basierend auf dieser Studie scheint jedoch der kortikale Mineralgehalt, unabhängig von der kortikalen Dichte, Einfluss auf die maximale Haltekraft zu haben. Demzufolge könnten Individuen, die z.B. durch Training einen höheren Reiz auf den Muskelansatz erbringen, über Stimulation von Umbauprozessen eine höhere Festigkeit des Sehnenansatzes erreichen. Nachdem das Alter negativ mit der Ausrisskraft korreliert, kann die maximale Haltekraft als Funktion des Alters und der kortikalen Mineralgehaltes gesehen werden. Konträr dazu steht jedoch, dass gerade muskelkräftige Individuen im mittleren Lebensalter für eine distale Bizepssehnenruptur prädisponiert sind. Ebenso erklären die genannten Zusammenhänge auch nicht die Tatsache, dass fast ausschließlich Männer betroffen sind. Es ist davon auszugehen, dass weitere, in diesem Versuchsaufbau nicht erfasste Größen, wie z.B. übermäßiger

Krafteinfluss, Steroid-und Nikotinabusus und v.a. degenerative Prozesse wesentlich am Pathomechanismus der Ruptur beteiligt sind.

In Beugung wird die Funktion der distalen Bizepssehne durch den Lacertus fibrosus und den M. brachialis unterstützt. Dieser Tatsache und auch der Rolle der Extensoren des Ellenbogens, die z.B. durch eine nicht adäquate unkoordinierte Kontraktion unter Umständen eine stärkere Belastung der distalen Bizepssehne erzwingen können (Lanz und Wachsmuth 1959) trägt der Versuchsaufbau keine Rechnung. Inwieweit auch die Position und parallele Kraftbeanspruchung im Schultergelenk sich auf die Kräfteverhältnisse an der distalen Bizepssehne auswirken, könnte experimentell simuliert werden.

Weitere Einblicke in die Vorgänge der Rissbildung könnte auch eine zyklische Testung erbringen. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass zum einen die zyklische Beanspruchung des Sehnenansatzes zur Degeneration und zur Ruptur der Sehne beitragen, das eigentliche Unfallereignis aber eine plötzliche Kräftebelastung darstellt.

Die Kräfte, die zur Ruptur der distalen Bizepssehne führen, variieren stark – vom Anheben einer Motorhaube oder eines Koffers bis zum Abwehren eines Fußballes im Spiel. Die Ergebnisse der nativen Ausrissstudie bestätigen diese Erfahrungen aus der Klinik. Welchen Anteil der Kräfte die distale Bizepssehne in der entsprechenden Winkelstellung des Ellenbogens als Teillast tatsächlich aufzunehmen hat ist bislang nicht klar. Insbesondere sind bisher die Kräfte nicht bestimmt worden, die durch gleichzeitige, unkoordinierte Kontraktionen der Beuger und Strecker im Ellenbogen entstehen. Diese werden ebenfalls als mitverursachend für die Ruptur angesehen (Lanz et Wachsmuth 1959).

9.6 Knochendichte

Die Kräfte des M. biceps werden immer entweder auf die trabekuläre oder kortikale Struktur des Knochens übertragen. Einhergehend mit der Vorstellung, dass es einen wesentlichen Unterschied darstellt, ob eine Verankerung in einem weniger dichten Material oder in einem dichteren erfolgt, ergibt sich die Frage, ob die trabekuläre oder kortikale Dichte einen Einfluss auf die Haltekraft der Verankerung oder der transossären Versorgung besitzen

Bisher existierten kaum Studien, die sich mit der Messung der Knochendichte am proximalen Radius oder an der Tuberositas radii beschäftigten. Vergleichsdaten über die Knochendichte präsentierten lediglich Lemos und al. mit $871,9 \text{ mg/cm}^3$ (Lemos et al. 2004) und Pereira und al. mit $789,8 \text{ g/cm}^3$ (Pereira et al. 2002). Hierbei wurden jeweils eingefrorene Präparate verwendet und die Gesamtknochendichte wurde bestimmt. Während Pereira und al. die

Aluminium Radiographie zur Knochendichtebestimmung verwenden, verwenden Lemos und al. eine quantitative Computertomographie zur Knochendichtebestimmung, gingen jedoch auf eine genauere Beschreibung der Methode nicht ein. Als Gesamtknochendichte ergaben sich in den Arbeiten dieser zwei Autoren, verglichen mit der vorliegenden Studie ($436,0 \pm 85$ N), doppelte Werte. Eine weitere Aufschlüsselung verschiedener Knochendichteparameter fand nicht statt. Ein Vergleich mit Lochmüller und al., die Knochendichtewerte der Metaphyse am formalinfixierten distalen Radius betrachteten (Lochmüller et al. 2002), zeigt jedoch mit der vorliegenden Studie vergleichbare Ergebnisse bezüglich der kortikalen Dichte (1129 mg/cm^3 vs. 1096 mg/cm^3) und konstant um ca. 30% höhere Werte bezüglich der Gesamtfläche, Gesamtdichte, des kortikalen Mineralgehaltes und der kortikalen Fläche. Die Gesamtdichte war bei Lochmüller und al. halb so groß wie in dieser Studie (Lochmüller et al. 2002). In Anbetracht dieser Ergebnisse muss die Aussagekraft der Gesamtdichte allein sehr kritisch betrachtet werden. Die Methode der Knochendichteerfassung – pQCTTM oder Filmradiographie – spielt bei der Datenerfassung eine große Rolle. Ebenso sind im pQCTTM Verfahren „partial volume“-Effekte bei der Bestimmung der kortikalen und trabekulären Werte zu beachten, die absolute Ergebnisse stark divergieren lassen. „partial volume“-Effekte beziehen sich auf die gewählte Auflösungsgenauigkeit im computertomographischen Schnittbild und auf die Grenzflächen von kortikalem und trabekulärem Knochen. In einem großen Voxel (Bildquader) können somit die Bereiche des kortikalen, trabekulären Knochens oder knochenfreie Bereiche, je nach Einstellung und Bearbeitung, korrekt oder inkorrekt erkannt werden und entsprechend das Ergebnis verfälschen. Von den erhobenen Knochendichteparametern hatte lediglich die kortikale Dichte einen signifikanten Zusammenhang mit dem Alter der Präparate. Im höheren Alter scheinen die trabekuläre und kortikale Dichte sich voneinander unabhängig zu entwickeln. Diese divergierende Entwicklung beschrieben bereits im Jahre 1987 Leichter und al.. Sie untersuchten die Knochendichte, allerdings des distalen Radius, an 234 postmenopausalen Frauen mittels Compton Spektrometrie (Leichter et al. 1987). Einen Zusammenhang der Ausrisskräfte mit der kortikalen Dichte konnte diese Studie jedoch nicht belegen.

9.7 Refixationstechniken

Bei der Beurteilung der Haltekräfte der verschiedenen fixierenden Verfahren wird das Gesamtkonstrukt bezüglich der Haltekraft untersucht. Die Refixationen versagten am Übergang zwischen zwei unterschiedlichen Materialien wie Faden-Sehne, Faden-Fadenöhr

oder Anker-Knochen. Aufgrund der verschiedenen Formen und Gewinde verschiedener Anker ist eine generelle Einteilung in Anker, die alleine trabekulär oder kortikal ansetzen nicht gerechtfertigt. Die meisten Anker sind nicht nur im Trabekelwerk verfestigt, sondern übertragen Kraft auch durch Spreizwirkung auf die Kortikalis.

Die verwendeten Anker werden nach der Applikationstechnik in folgende zwei Gruppen eingeteilt werden: Die Gruppe der Schraubanker (Mitek® Super Quickanchor Plus, Corkscrew™ 5.0 mm, Twin Fix® 5.0, Bio Corkscrew™ 5.0 mm, Super Revo®, Mini Revo®, FASTak II, Bio Tenodese Schraube, Bio Schraube, Twin Fix® 5.0 mit QuickT) und die Nicht-Schraubanker (EndoButton,



Abbildung 21: Super Quick™ Anker, Mitek®

Mitek® Super Quickanchor Plus, UltraSorb®). Aufgrund der Vielzahl der getesteten Refixationsverfahren mit unterschiedlichen Ansatzpunkten lässt sich erwartungsgemäß keine generelle Abhängigkeit der Haltekraft refixierter Sehnen von Knochendichteparametern herstellen. Bei näherer Unterteilung in Gruppen zeigt sich allerdings diverse Korrelationen (siehe Tabelle Korrelation der Ankerausrisskräfte mit Parametern der Knochenqualität, Seite 61 im Anhang). Der Super Quick Anchor von Mitek® ist ein Anker, der mit dünnen abspreizenden Titanwiderhaken an der trabekulären und kortikalen Struktur ansetzt. Trotz seines guten Abschneidens ist die relativ große Standardabweichung zu beachten (89 N). Die hohe Anzahl der Ankerausrisse ist am ehesten auf die zum Teil schwache Spreitzwirkung bzw. Materialfestigkeit der Spreitzarme zu beziehen. Entsprechend dem Verankerungsmechanismus korrelieren hier die Versagenskräfte mit dem knöchernen Gesamtgehalt und der Gesamtdichte der Knochen.

Auch der Ultra Sorb® Anker (Linvatec®) wird intraossär eingebracht und verspreizt sich gegen die trabekuläre und kortikale Schicht von innen. Im Gegensatz den dünneren Titanarmen des Super Quick von Mitek®, besitzt er eine größere, nicht punktuelle Auflagefläche. Auch seine Ausrisskraft korreliert mit der Gesamtfläche und der kortikalen Dicke an der Tuberositas radii.



Abbildung 22: Ultra Sorb®RC Anker

Die Knochendichte selber scheint hierbei keine Rolle zu spielen.

Der Ultra Sorb® Anker hat unwesentlich geringere Maximalkräfte als die zwei zuvor genannten Anker. Zwar ist sein Ergebnis von im Mittel 214 N recht gut, jedoch besteht eine nicht unwesentliche Standardabweichung von 128 N, die angesichts der beobachteten

Ausrissarten (zumeist Ausriss aus dem Knochen) nicht in den Scherkräften am Fadenöhr zu suchen ist, sondern in der Dicke respektive Festigkeit der kortikalen Struktur.

Der EndoButton setzt ebenfalls primär an der Kortikalis an - jedoch auf der kontralateralen Außenkortikalis. Die Versagenskräfte zeigen eine Korrelation mit der Gesamtdichte und der trabekulären Dichte der Tuberositas radii. Diese

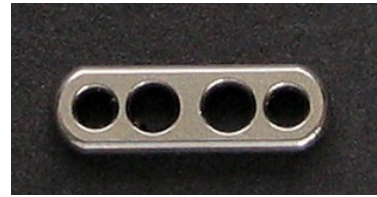


Abbildung 23: EndoButton

erscheint zunächst etwas überraschend, da der EndoButton primär von außen der Kortikalis anliegt und somit keinen direkten Kontakt zur Trabekelstruktur besitzt. Aufgrund seiner vergleichsweise großen Flächenauflage scheint die Gesamtdichte ausschlaggebend für seine Haltekraft zu sein. Ob die trabekuläre Struktur der Kortikalis eine gewisse stützende Wirkung hat und somit einen Einfluss auf die Ausrisskraft besitzt, ist unklar und muss noch in weiteren Untersuchungen geklärt werden. Die im Vergleich mit den anderen Techniken relativ niedrige Streuung (37 N) zeigt zusammen mit der Tatsache, dass in den allermeisten Fällen die Fäden gerissen sind, den Schwachpunkt der Methode in den Scherkräften des Fadens. Gelänge es diese Scherkräfte zu verringern oder ein auf die Scherkräfte unempfindlicheres Fadenmaterial zu benutzen, würden wohl noch höhere Maximalkräfte erreicht. Hier ist es jedoch notwendig, die Problematik des Ankeröhrrs zu beachten. Der EndoButton besitzt nämlich eine von den Schraubankern in der Form als auch Dicke deutlich sich unterscheidende Befestigung des Fadens. In diesem Fall wirken sich ggf. geringere Scherkräfte am Faden-EndoButton-Übergang positiv auf die Versagenslast aus.

Die geringsten Haltekraften wurden bei dem dünnsten aller verwendeten Anker, dem FASTakTM Anker (134 ± 97 N), der BioSchraube (105 ± 44 N), der BioTenodese Schraube (131 ± 44 N) und dem einfach verwendeten Twin FixTM mit einer QuickT Fixierung (57 ± 22 N) registriert. Das Versagen des FASTakTM Ankers ist meist durch Ankerausrisse gekennzeichnet. Die breite Streuung (± 97 N) lässt jedoch auch eine multifaktorielle Ursache des Versagens vermuten. Eine weitere mögliche Erklärung wäre, dass die konische Form des Ankers bei schwankenden Knochendichten und Festigkeiten sich sehr stark auf die Haltekraft der Refixation auswirkt. Die Versagensarten der Bio Tenodese halten sich im Gleichgewicht (siehe 8.5.2 Versagensart). Es scheint hier das Gesamtkonstrukt - nicht nur eine einzelne Schwachstelle - verbesserungsbedürftig zu sein. Im Falle der Bioschraube und des einfachen Twin FixTM mit der QuickT Fixierung entfällt die Krackow-Naht, die sich als sehr stabil erwiesen hat. Es kommt zu einer punktuellen Belastung der Sehne, die meist im Durchschneiden der Sehne durch den Die Fadenbefestigung bzw. die Schraube resultiert (siehe Abbildung 24).

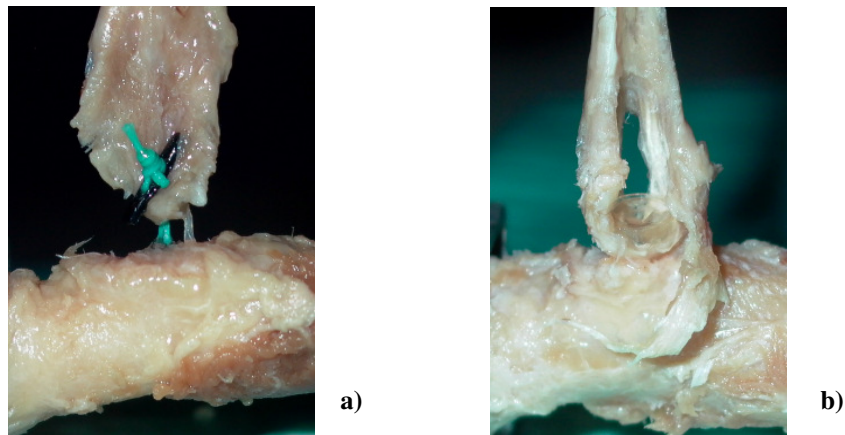


Abbildung 24: a) Ausriss des einfach verwendeten Twin Fix™ Ankers mit der Quick T Fixation
b) Ausriss bei Fixation mittels Biotendodese Schraube

Somit liegt hier das Problem nicht in erster Linie am Anker, sondern vielmehr an der kleinflächigen Befestigung der Sehne. Ein weiterer Hinweis für die ungenügende Fixierung der Sehne ist auch die Tatsache, dass der doppelt verwendete Twin Fix® Anker mit der Krackow-Naht hingegen recht gute Haltekräfte erreicht. Erwähnenswert ist bei der am schlechtesten abschneidenden BioTenodese Schraube, der Bioschraube und dem Twin Fix™ mit QuickT, dass jeweils nur ein Anker verwendet worden ist. Bei Befestigung mittels Bioschraube und dem Twin Fix™ QuickT folgte man der entsprechenden Herstellerempfehlung. Die einfache Verwendung der Biotenodese erfolgte aufgrund ihrer besonderen Applikationsform. Ob eine Platzierung von zwei Ankern eine deutliche Verbesserung der Haltekräfte zur Folge hat, müsste in einer weiteren Testreihe untersucht werden. Angesichts der Tatsache, dass die Verankerungen mit zwei Ankern jedoch meist nicht gleichzeitig sondern nacheinander versagten, ist eine Verdoppelung der maximalen Ausrisskräfte nicht zwangsläufig zu erwarten. Ein biologisch besseres Einheilverhalten durch eine bessere Adaptation und Anpressen der Sehne an den Knochen bei zwei Anpresspunkten ist jedoch durchaus denkbar. Hierbei könnte ebenso das intraoperative Beachten gleicher Spannung des Fadens bzw. der Festigkeit der Durchflechtung eine zusätzliche Besserung erbringen.

Der BioCorkScrew unterscheidet sich von den anderen Schraubankern zum einen durch sein bioresorbierbares Material und zum anderen durch sein Eyelet, das aus beschichtetem Fadenmaterial besteht. Trotz der Erwartung an eine geringere Verformungshärte und Eyeletschärfe dieses Materials im Vergleich zu Titan unterscheidet sich der BioCorkScrew seitens seiner Versagenskräfte (196 ± 97 N) biomechanisch kaum von Titanankern.

Die Versagenslasten der BioTenodese Schraube korrelieren signifikant mit einer Vielzahl von Knochendichteparametern (siehe Tabelle Anhang). Die im Vergleich zu den anderen

Methoden etwas komplexere Befestigung scheint im dichteren Knochen besser zu halten. Absolut gesehen erzielt er aber nur relativ geringe Haltekräfte (131 ± 44 N). Bei dieser Technik verlaufen die Fadenschenkel durch den inneren Tunnel der Schraube, danach um das untere Ende der Schraube und anschließend unmittelbar zwischen Schraubengewinde und Knochen. Dieser Verlauf birgt die Gefahr der Entstehung von Scherkräften. So waren im Versuch oft Risse des Fadens zu beobachten. Angesichts der geringen Haltekräfte ist die Verwendung bei der Refixation der distalen Bizepssehne in dieser Form kritisch zu betrachten. Eine Verwendung von UHMW Fäden könnte hier jedoch eine Steigerung der Haltekraft bewirken.

Der Mini Revo[®], der mit 2,7 mm Durchmesser zu den kleineren der getesteten Fadenanker gehört, findet primär Halt in der trabekulären Struktur des Knochens. Jedoch korreliert die kortikale Dicke signifikant mit den Haltekräften. Ob auch Haltekräfte der Kortikalis, die Ausrichtung des Eyelets oder die Tiefe der Verankerung eine Rolle dabei spielen, bleibt jedoch noch zu untersuchen.



Abbildung 25:
Mini Revo[®]

	F [N]	± [N]	min [N]	geringste Kraft am Ankeröhr [N] *	Ausrisskraft diaphysär [N] **
MiniRevo [®]	174,8	21,7	138,7	138 ±6,8	305
FASTakII 2.4 TM	168,8	15,7	154,0	166 ±4,7	
Twin Fix [®] 5.0 TM	149,6	7,3	141,1		
SuperRevo [®]	157,0	9,8	148,5		
Corkscrew 5.0 TM	168,1	19,3	151,7	159 ±8,3	705
BioCorkScrew 5.0 TM	151,3	27,6	112,6		
Mitek@SuperQuick TM	155,8	16,5	138,6	110 ±4,3	

Tabelle 6: Vergleich dieser Studie bzgl. der Ausrisskräfte am Ankeröhr mit * Meyer et al. 2003,; ** Referenzwert aus Barber et al. 1995

Die Ausrisskräfte am Ankeröhr dieser Studie waren vergleichbar mit den Ergebnissen von Meyer und al. 2003 (Tabelle 6). Verglichen mit den Kräften bei den refixierten Sehnen liegen sie bei etwas mehr als 50%. Die Sehnenrefixationen sind jedoch mittels zwei Anker durchgeführt worden – die Ankeröhrtestung an einem Anker. Dies legt die Vermutung nahe, dass die Versagenskräfte größtenteils durch Versagenskräfte am Ankeröhr bedingt sind. Diese Vermutung wird auch durch Daten von Barber und al. unterstützt, die mehr als doppelt so

hohe Kräfte bei Ausrissen der Anker finden, an denen der Zug über einen Metalldraht ausgeübt wird (Barber et al. 1995). Allerdings handelt es sich hierbei um eine Testung am diaphysären bovinen Knochen und nicht an der Tuberositas radii des Menschen. Betrachtet man zusätzlich auch die Art des Versagens in dieser Studie, ist zu sehen, dass es ebenso zu Ankerausrissen gekommen ist und nicht nur zu Fadenrissen, die zu erwarten wären, wenn der Schwachpunkt der Refixation alleinig am Ankeröhr läge.

Für die transossäre Refixation wurde in dieser Studie eine Versagenslast von 210 N gefunden. Dies stimmt mit den Ergebnissen von Lemos und al. überein. Sie untersuchten die Refixation mittels transossärer Naht und Ankerversorgung an neun frischgefrorenen Präparaten (Lemos et al. 2004). Sie fanden eine mittlere Versagenslast von 203 N. Im Gegenteil hierzu berichten Berlet und al. über Versagenskräfte von 307 N (Berlet et al. 1998). Allerdings ist die Sehnennaht unterschiedlich durchgeführt worden. Berlet und al. führten zudem zunächst eine zyklische Testung der Bizepssehne durch, die die maximale Versagenslast beeinflusst haben könnte. Weiterhin verwendeten sie einen deutlich stärkeren Faden No5 Ti-Cron[®], der ebenfalls zu höheren Versagenskräften beigetragen hat (Berlet et al. 1998). Diese Stärke ist jedoch für eine klinische Versorgung überdimensioniert und trägt zu sehr auf. Aufgrund des vergleichbaren Alters der Präparate (79 Jahre) kann man von vergleichbaren Knochendichteparametern ausgehen. Im Gegensatz zu den Ergebnissen dieser Studie fanden Lemos und al. hingegen eine starke inverse Korrelation zwischen dem Alter und der Knochendichte, sowie eine signifikante positive Korrelation zwischen den Ausrisskräften der transossären Versorgung mit der Ankerversorgung und als auch der Knochendichte (Lemos et al. 2004). Allerdings verwendeten sie ebenfalls mit einem Ethibond No.5 einen deutlich stärkeren Faden. Um einen guten Vergleich beider Studien herzustellen, wäre jedoch ein vergleichbarer Versuchsaufbau notwendig. Die Auswahl des Fadens und der Fadenstärke USP2 bezieht sich auf die Bestückung der Anker sowie die Angaben und Empfehlungen der meisten Vergleichsliteratur, obwohl derzeit ein Wechsel auf hochmolekulare geflochtene Materialien (UHMW-PE) stattfindet (persönliche Mitteilung diverser Autoren und Operateure).

In der vorliegenden Studie besaß die EndoButton-Technik eine signifikant höhere Versagenslast als alle anderen Verfahren ($259 \pm 37\text{N}$). Vergleichbare Ergebnisse sind ebenso von Greenberg und al. berichtet worden. In ihrer Studie zeigte die EndoButton-Technik eine signifikant höhere Versagenslast als die transossäre Versorgung und die Ankerversorgung. Sie fanden eine mittlere Versagenslast von 584 N für die EndoButton-Versorgung (Greenberg et al. 2003). Die durchschnittlich doppelt so hohen Werte können ebenfalls auf der

unterschiedlichen Fadenstärke beruhen: Greenberg und al. sowie Berlet und al. verwendeten einen USP 5 Faden, während die vorliegende Studie einen USP 2 Faden verwendete (Greenberg et al. 2003; Berlet et al. 2003).

Nordin beschrieb eine physiologische Kraft von 52 N, die während der Flexion gegen die Schwerkraft auftrat. Für ein Gewicht von 1 kg betrug die Haltekraft 112 N. Basierend auf den Ergebnissen dieser Studie würden sowohl die transossäre als auch die Versorgung mit den meisten Ankertechniken eine frühe Rehabilitation ohne zusätzliche Kraftbelastung erlauben (Nordin 2001). Nur der einzelne Twin Fix QuickT[®] 5.0 mm (57 ± 29 N) und die Biocuff[™] Schraube (105 ± 28 N) zeigten Werte, die den physiologischen Haltekräften sehr nahe kommen. Bei Patienten mit geringer Knochenqualität könnte dies ein frühes postoperatives Versagen bedeuten.

Zwar war die alleinige lineare Krafttestung ohne zyklische Untersuchung eine Limitation unserer Studie, es konnte jedoch hierdurch ein besserer Vergleich zu vorbestehenden Studien erreicht werden (Greenberg et al. 2003; Pereira et al. 2002). Das durchschnittliche Alter der in dieser Studie verwendeten Präparate lag bei 79 Jahren. Dies begrenzt die Aussagefähigkeit dieser Studie in gewissem Maße, da die Ruptur vor allem Patienten in der fünften bis sechsten Dekade betrifft. Bei jüngeren Patienten wären evtl. höhere Knochendichten zu erwarten. Dies könnte die Stabilität der Refixationen wesentlich beeinflussen. Mit 74,4 Jahren bei Pereira (Pereira et al. 2002) und 74,7 Jahren bei Lemos (Lemos et al. 2004) sowie 84 Jahren bei Idler (Idler et al. 2006) sind die Daten dieser Studie jedoch gut mit anderen Untersuchungen vergleichbar.

Diese Studie führte Untersuchungen an formalinfixierten Präparaten durch. Der Einfluss von Formalin auf die biomechanischen Eigenschaften des Knochens ist bereits in Studien untersucht worden (Goh et al. 1989, Wingerter et al. 2006). Alle Autoren stimmten überein, dass die Formalinfixation die Eigenschaften des Knochens durch erhöhte Quervernetzung verändert. Es bestehen jedoch Uneinigkeiten über das Ausmaß der Veränderungen. Einflüsse der Formalinfixierung auf ligamentäre Strukturen und ihre axiale Festigkeit sind bislang nicht ausführlich untersucht worden. Abe und al. fanden keinen Unterschied zwischen frischgefrorenen und formalinfixierten Präparaten bezüglich der Quervernetzung von Kollagen, jedoch wohl eine Abnahme der Quervernetzung von Elastin (Abe et al. 2003). Ein direkter Rückschluss von mechanisch getesteten formalinfixierten Präparaten auf die postoperativen Kräfte in der frühen Rehabilitationsphase ist deshalb nur in Grenzen möglich.

Zusammenfassend zeigen sowohl die transossären als auch die meisten Ankernahttechniken eine suffiziente Versagenslast, die eine frühe Rehabilitation erlaubt. Nur der TwinFix QuickT[®] und die BioCuff Schraube weisen deutlich schlechtere Ergebnisse auf. Die Verwendung dieser Anker kann, insbesondere bei geringeren Knochendichten, das Ergebnis negativ beeinflussen. Im Vergleich zu den Methoden mittels Fadenankern ist die transossäre Refixation eine biomechanisch gleichwertige und eine kostengünstigere Technik der Refixation der distalen Bizepssehne, auch wenn die Operationsdauer bei der transossären Versorgung eventuell verlängert ist.

10 Zusammenfassung

Mit zunehmender Inzidenz gewinnt die distale Bizepssehnenruptur und somit auch deren Therapie an Bedeutung. Die Ruptur betrifft überwiegend Männer im mittleren Lebensalter und resultiert in einem merklichen, bleibenden Kraftverlust in der Flexion und Supination des Unterarmes. Als Therapie hat sich die operative Therapie mittels anatomischer Refixation der Sehne an der Tuberositas radii etabliert. Hierzu sind in der Vergangenheit eine Reihe von operativen Techniken beschrieben worden. Das Ziel aller Versorgungen ist, eine frühzeitige postoperative Beweglichkeit und Belastung der betroffenen Extremität zu erlauben sowie eine geringe Komplikationsrate zu erzielen. Durch bessere Implantate und kleinere Zugangswege sollen die Komplikationen niedrig gehalten werden. Die neueren Techniken verwenden die initial aus der Schulterchirurgie stammenden, resorbierbaren oder aus Titan bestehenden Fadenanker. Aufgrund der Vielzahl der publizierten Techniken und der steigenden Bedeutung dieser Erkrankung liegt das Ziel der vorliegenden Arbeit darin, die verschiedenen verwendeten Refixationstechniken hinsichtlich ihrer mechanischen Stabilität zu vergleichen. Ebenso sollte ein Vergleich der Festigkeiten zwischen den refixierten Sehnen und der Festigkeit der unbeschädigten, Sehnen gezogen werden. Da die knöcherne Befestigung an der Tuberositas radii allen Refixationstechniken gemeinsam ist, stellte sich zusätzlich die Frage, welche Parameter der Knochenqualität Einfluss auf die Ruptur selbst wie auch auf die Haltekraft der einzelnen Refixationsmethoden haben könnte.

Für die Untersuchung wurden 130 formalinfixierte anatomische Präparate des proximalen Radius mit einer intakten distalen Bizepssehne verwendet. Zunächst wurden die intakten distalen Bizepssehnen mechanisch auf ihre jeweils maximale Haltekraft getestet. Weiter erfolgten die Bestimmung von wesentlichen Parametern der Knochenqualität in einem pQCT™ und die Einteilung der Präparate nach der trabekulären Dichte in verschiedene Gruppen zur weiteren Refixation mit dreizehn verschiedenen Techniken. Nach Vorversuchen zur Nahttechnik, die die Verlässlichkeit der Sehnennaht nach Krackow für die Sehnenfixation zeigten, wurden acht Titananker, vier bioresorbierbare Anker sowie die transossäre Refixation nach Boyd&Anderson getestet. Die Haltekraft der refixierten distalen Bizepssehnen wurden mechanisch im Ausrissversuch getestet und die Ergebnisse zusammen mit der Versagensart statistisch ausgewertet. Hierfür wurde eine Signifikanz für Ergebnisse mit $p < 0.05$ festgesetzt. Die kortikale Dichte an der Tuberositas radii nahm mit zunehmendem Alter ab. Die trabekuläre Dichte hatte weder einen Einfluss auf die Ausrisskraft der intakten noch der refixierten distalen Bizepssehnen. Es ließ sich kein signifikanter Zusammenhang der Versagenslasten aller Refixationsmethoden zu Parametern der Knochenqualität darstellen.

Es bestanden jedoch in den einzelnen Gruppen Zusammenhänge mit einzelnen Parametern wie Gesamtdichte des Knochens (trabekulär und kortikal), kortikale Fläche und mineraler Gehalt des Knochens.

Die mittlere Ausrisskraft der intakten, nicht rupturierten formalinfixierten distalen Bizepssehne betrug 274 ± 109 N und lag deutlich über 112 N, die nach Nordin und al. wirken, um den Ellenbogen mit einem Gewicht von 1kg gegen die Schwerkraft in neunzig Grad zu flektieren. Die Ausrisskraft der intakten distalen Bizepssehne stieg mit höherem kortikalem Mineralgehalt. Die mittlere Versagenskraft der getesteten Ankeröhre betrug 160 ± 19 N und bewegte sich nahe dem Bereich der mittleren Versagenskräfte aller untersuchten Refixationstechniken (178 ± 90 N). Die höchsten Haltekräfte erzielte der EndoButton. Sowohl die meisten bioresorbierbaren als auch die meisten Titananker erzielten zusammen mit der transossären Refixation vergleichbar gute Haltekräfte im Bereich von ca. 200 N. Bei der Versorgung mittels BioCuff Schraube und dem einfach verwendeten Twin Fix QuickT[®] Anker wurden nur niedrige Kräfte, nahe der Kraft der physiologisch notwendigen Haltekraft der unbelasteten Extremität von 52 N (Nordin 2001).

Somit erscheinen alle derzeitig empfohlenen und verwendeten Refixationsverfahren bis auf die Versorgung mit alleiniger BioCuff[®] Schraube und dem einfach verwendeten Twin Fix Quick T[®] Anker zur operativen Versorgung gleichermaßen gut geeignet. Aus mechanischer Sicht kann ebenso die operative Versorgung durch die preisgünstige transossäre Fadenfixierung empfohlen werden. Zusätzlich sollte jedoch bezüglich der Versagenskraft die Rolle der Scherkräfte am Ankeröhr und die Fadenfestigkeit berücksichtigt werden.

11 Literaturverzeichnis

Abe M, Takahashi M, Horiuchi K, Nagano A., The changes in crosslink contents in tissues after formalin fixation., *Anal Biochem.* 2003 Jul 1;318(1):118-23.

Acton, D., Perry, A., Evans, R., Butler, A., Stephens, P., Bruce, W., Goldberg, J., Sonnabend, D., and Walsh, W. R.: The effect of two nonresorbable suture types on the mechanical performance over a metal suture anchor eyelet, *Knee. Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 12:165-168, 2004.

Askew, L. J., An, K. N., Morrey, B. F., and Chao, E. Y.: Isometric elbow strength in normal individuals, *Clin. Orthop.* 261-266, 1987.

Bain, G. I., Prem, H., Heptinstall, R. J., Verhellen, R., and Paix, D.: Repair of distal biceps tendon rupture: a new technique using the EndoButton, *J. Shoulder. Elbow. Surg.* 9:120-126, 2000.

Bain, G. I., Johnson, L. J., and Turner, P. C.: Treatment of partial distal biceps tendon tears, *Sports Med. Arthrosc.* 16:154-161, 2008.

Baker, B. E. and Bierwagen, D.: Rupture of the distal tendon of the biceps brachii. Operative versus non-operative treatment, *J. Bone Joint Surg. Am.* 67:414-417, 1985.

Barber, F.A., Herbert, M., Click, J.: The ultimate strength of suture anchors. *Arthroscopy.* 11:21-28, 1995

Barber, F. A., Herbert, M. A., Coons, D. A., and Boothby, M. H.: Sutures and suture anchors--update 2006. *Arthroscopy.* 22:1063-1069, 2006.

Barber, F. A., Herbert, M. A., and Richards, D. P.: Sutures and suture anchors: update 2003, *Arthroscopy.* 19:985-990, 2003.

Bauman, J. T., Sotereanos, D. G., and Weiser, R. W.: Complete rupture of the distal biceps tendon in a woman: case report, *J. Hand Surg. [Am.].* 31:798-800, 2006.

Belli, P., Costantini, M., Mirk, P., Leone, A., Pastore, G., and Marano, P.: Sonographic diagnosis of distal biceps tendon rupture: a prospective study of 25 cases, *J. Ultrasound Med.* 20:587-595, 2001.

Benjamin, M., Kumai, T., Milz, S., Boszczyk, B. M., Boszczyk, A. A., and Ralphs, J. R.: The skeletal attachment of tendons--tendon "entheses", *Comp Biochem. Physiol A Mol. Integr. Physiol.* 133:931-945, 2002.

Berlet, G. C., Johnson, J. A., Milne, A. D., Patterson, S. D., and King, G. J.: Distal biceps brachii tendon repair. An in vitro biomechanical study of tendon reattachment. *Am. J. Sports Med.* 26:428-432, 1998.

Bernstein, A. D., Breslow, M. J., and Jazrawi, L. M.: Distal biceps tendon ruptures: a historical perspective and current concepts. *Am. J. Orthop.* 30:193-200, 2001.

Bindl, G. and Holz, U.: [Subcutaneous tendon ruptures of the upper arm]. Aktuelle Traumatol. 18:68-72, 1988.

Bisson L, Moyer M, Lanighan K, Marzo J.: Complications associated with repair of a distal biceps rupture using the modified two-incision technique., J Shoulder Elbow Surg. 2008 Jan-Feb;17(1 Suppl):67S-71S. Epub 2007 Nov 1.

Bourne, M. H. and Morrey, B. F.: Partial rupture of the distal biceps tendon. Clin. Orthop.143-148, 1991.

Brunner, F., Gelpke, H., Hotz, T., and Kach, K.: [Distal biceps tendon ruptures--experiences with soft tissue preserving reinsertion by bone anchors]. Swiss. Surg. 5:186-190, 1999.

Bynum, C. K., Lee, S., Mahar, A., Tasto, J., and Pedowitz, R.: Failure mode of suture anchors as a function of insertion depth, Am. J. Sports Med. 33:1030-1034, 2005.

Chavan, P. R., Duquin, T. R., and Bisson, L. J.: Repair of the ruptured distal biceps tendon: a systematic review, Am. J. Sports Med. 36:1618-1624, 2008.

Cheung EV, Lazarus M, Taranta M.: Immediate range of motion after distal biceps tendon repair., J Shoulder Elbow Surg. 2005 Sep-Oct;14(5):516-8.

Clavert, P., Kempf, J. F., Bonnomet, F., Boutemy, P., Marcelin, L., and Kahn, J. L.: Effects of freezing/thawing on the biomechanical properties of human tendons, Surg. Radiol. Anat. 23:259-262, 2001.

Cohen, M. S.: Complications of distal biceps tendon repairs, Sports Med. Arthrosc. 16:148-153, 2008.

D'Alessandro, D. F., Shields, C. L., Jr., Tibone, J. E., and Chandler, R. W.: Repair of distal biceps tendon ruptures in athletes. Am. J. Sports Med. 21:114-119, 1993.

D'Arco, P., Sitler, M., Kelly, J., Moyer, R., Marchetto, P., Kimura, I., and Ryan, J.: Clinical, functional, and radiographic assessments of the conventional and modified Boyd-Anderson surgical procedures for repair of distal biceps tendon ruptures. Am. J. Sports Med. 26:254-261, 1998.

Davison, B. L., Engber, W. D., and Tigert, L. J.: Long term evaluation of repaired distal biceps brachii tendon ruptures. Clin. Orthop.186-191, 1996.

Dürr, H. R., Stäbler, A., Pfahler, M., Matzko, M., and Refior, H. J.: Partial rupture of the distal biceps tendon. Clin. Orthop. (374)195-200, 2000.

Eames, M. H., Bain, G. I., Fogg, Q. A., and van Riet, R. P.: Distal biceps tendon anatomy: a cadaveric study. J. Bone Joint Surg. Am. 89:1044-1049, 2007.

Falchhook, F. S., Zlatkin, M. B., Erbacher, G. E., Moulton, J. S., Bisset, G. S., and Murphy, B. J.: Rupture of the distal biceps tendon: evaluation with MR imaging, Radiology. 190:659-663, 1994.

- Fitzgerald, S. W., Curry, D. R., Erickson, S. J., Quinn, S. F., and Friedman, H.: Distal biceps tendon injury: MR imaging diagnosis, *Radiology*. 191:203-206, 1994.
- Giat, Y., Mizrahi, J., Levine, W. S., and Chen, J.: Simulation of distal tendon transfer of the biceps brachii and the brachialis muscles, *J. Biomech.* 27:1005-1014, 1994.
- Goh JC, Ang EJ, Bose K.: Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones. *Acta Orthop Scand*. 1989 Aug; 60(4):465-7.
- Greenberg, J. A., Fernandez, J. J., Wang, T., and Turner, C.: EndoButton-assisted repair of distal biceps tendon ruptures. *J. Shoulder. Elbow. Surg.* 12:484-490, 2003.
- Haines, R. W. and Mohuiddin, A.: Metaplastic bone, *J. Anat.* 103:527-538, 1968.
- Hegelmaier, C., Schramm, W., and Lange, P.: [Distal biceps tendon rupture. Therapy and forensic insurance evaluation]. *Unfallchirurg*. 95:9-16, 1992.
- Heinzelmann AD, Savoie FH 3rd, Ramsey JR, Field LD, Mazzocca AD., A combined technique for distal biceps repair using a soft tissue button and biotenodesis interference screw., *Am J Sports Med.* 2009 May;37(5):989-94. Epub 2009 Apr 3.
- Idler, C. S., Montgomery, W. H., III, Lindsey, D. P., Badua, P. A., Wynne, G. F., and Yerby, S. A.: Distal Biceps Tendon Repair: A Biomechanical Comparison of Intact Tendon and 2 Repair Techniques, *Am. J. Sports Med.* Jun;34(6):968-74,2006.
- Kannus, P.: Etiology and pathophysiology of chronic tendon disorders in sports, *Scand. J. Med. Sci. Sports*. 7:78-85, 1997.
- Kelly, E. W., Morrey, B. F., and O'Driscoll, S. W.: Complications of repair of the distal biceps tendon with the modified two-incision technique. *J. Bone Joint Surg. Am.* 82-A:1575-1581, 2000.
- Kettler, M., Kurtoglu, E., Grifka, J., and Tingart, M.: [Arthroscopic suturing of the rotator cuff. Placing of anchor, suturing and tying techniques], *Orthopäde*. 36:862-867, 2007.
- Kettler, M., Lunger, J., Kuhn, V., Mutschler, W., and Tingart, M. J.: Failure Strengths in Distal Biceps Tendon Repair. *Am. J. Sports Med.*, Sep;35(9):1544-8, 2008
- Khan W, Agarwal M, Funk L., Repair of distal biceps tendon rupture with the Biotenodesis screw., *Arch Orthop Trauma Surg.* 2004 Apr;124(3):206-8. Epub 2004 Feb 3.
- Klein, D. M., Ghany, N., Urban, W., and Caruso, S. A.: Distal biceps tendon repair: anchor versus transosseous suture fixation. *Am. J. Orthop.* 36:34-37, 2007.
- Klonz, A. and Reilmann, H.: [Biceps tendon: diagnosis, therapy and results after proximal and distal rupture]. *Orthopäde*. 29:209-215, 2000.
- Koch, S. and Tillmann, B.: The distal tendon of the biceps brachii. Structure and clinical correlations. *Anat. Anz.* 177:467-474, 1995.

Krackow, K. A., Thomas, S. C., and Jones, L. C.: Ligament-tendon fixation: analysis of a new stitch and comparison with standard techniques, *Orthopedics*. 11:909-917, 1988.

Krappinger, D., Kralinger, F. S., El Attal, R., Hackl, W., and Haid, C.: Modified Prusik knot versus whipstitch technique for soft tissue fixation in anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical analysis, *Knee. Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 15:418-423, 2007.

Krüger-Franke, M., Theermann, R., and Refior, H. J.: [Results of the surgical therapy of distal biceps tendon rupture]. *Unfallchirurgie*. 18:19-23, 1992.

Lang, E., Meeder, P., and Höntzsch, D.: [Distal biceps tendon rupture. Clinical aspects--therapy--results]. *Aktuelle Traumatol.* 18:209-214, 1988.

Lanz T, Wachsmuth W., *Praktische Anatomie. Erster Band / Dritter Teil „Arm“*, S. 177, 2. Aufl. Springer Verlag, Berlin Göttingen Heidelberg, (1959)

Leichter, I., Bivas, A., Givon, A., Margulies, J. Y., and Weinreb, A.: The relative significance of trabecular and cortical bone density as a diagnostic index for osteoporosis, *Phys. Med. Biol.* 32:1167-1174, 1987.

Lemos, S. E., Ebrahimzadeh, E., and Kvitne, R. S.: A new technique: in vitro suture anchor fixation has superior yield strength to bone tunnel fixation for distal biceps tendon repair, *Am. J. Sports Med.* 32:406-410, 2004.

Lochmüller, E. M., Groll, O., Kuhn, V., and Eckstein, F.: Mechanical strength of the proximal femur as predicted from geometric and densitometric bone properties at the lower limb versus the distal radius, *Bone*. 30:207-216, 2002.

Loitz, D., Klönz, A., and Reilmann, H.: [Technique of distal biceps tendon repair using a limited anterior approach], *Unfallchirurg*. 105:837-842, 2002.

Matschke S., Kessler T, Hochstein P., and Wentzensen A.: Gutachterliche Aspekte bei der Beurteilung der distalen Bizepssehnenruptur. *Trauma und Berufskrankheit. Band 1*:264-269, 1999.

Matyas JR, Bodie D, Andersen M, Frank CB., The developmental morphology of a "periosteal" ligament insertion: growth and maturation of the tibial insertion of the rabbit medial collateral ligament., *J Orthop Res.* May;8(3):412-24., 1990

Mazzocca, A. D., Cohen, M., Berkson, E., Nicholson, G., Carofino, B. C., Arciero, R., and Romeo, A. A.: The anatomy of the bicipital tuberosity and distal biceps tendon. *J. Shoulder. Elbow. Surg.* 16:122-127, 2007.

Meyer, D. C., Nyffeler, R. W., Fucentese, S. F., and Gerber, C.: Failure of suture material at suture anchor eyelets. *Arthroscopy*. 18:1013-1019, 2002.

Miller, T. T. and Adler, R. S.: Sonography of tears of the distal biceps tendon, *AJR Am. J. Roentgenol.* 175:1081-1086, 2000.

Misawa, A., Okada, K., Hirano, Y., and Sageshima, M.: Fibroma of tendon sheath arising from the radio-ulnar joint, *Pathol. Int.* 49:1089-1092, 1999.

Morrey, B. F.: Tendon injuries about the elbow. In Morrey, B. F. (ed), *The elbow and his disorders*, pp. 492-504. Philadelphia, Saunders, 1993.

Morrey, B. F., Askew, L. J., An, K. N., and Dobyns, J. H.: Rupture of the distal tendon of the biceps brachii. A biomechanical study, *J. Bone Joint Surg. Am.* 67:418-421, 1985.

Morrison, K. D. and Hunt, T. R., III: Comparing and contrasting methods for tenodesis of the ruptured distal biceps tendon. *Hand Clin.* 18:169-178, 2002.

Nordin MF: *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* Philadelphia, Pa, Williams & Wilkins, 2001.

Ozyüreköğlu T, Tsai TM., Ruptures of the distal biceps brachii tendon: results of three surgical techniques., *Hand Surg.* 2003 Jul;8(1):65-73.

O'Driscoll, S. W., Goncalves, L. B., and Dietz, P.: The hook test for distal biceps tendon avulsion, *Am. J. Sports Med.* 35:1865-1869, 2007.

Pereira, D. S., Kvitne, R. S., Liang, M., Giacobetti, F. B., and Ebramzadeh, E.: Surgical repair of distal biceps tendon ruptures: a biomechanical comparison of two techniques. *Am. J. Sports Med.* 30:432-436, 2002.

Ramsey, M. L.: Distal biceps tendon injuries: diagnosis and management. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 7:199-207, 1999.

Resch, H. and Breitfuss, H.: [Spontaneous tendon ruptures. Etiology, pathogenesis and therapy]. *Orthopade.* 24:209-219, 1995.

Rokito, A. S., McLaughlin, J. A., Gallagher, M. A., and Zuckerman, J. D.: Partial rupture of the distal biceps tendon. *J. Shoulder. Elbow. Surg.* 5:73-75, 1996.

Safran, M. R. and Graham, S. M.: Distal biceps tendon ruptures: incidence, demographics, and the effect of smoking. *Clin. Orthop.*;Nov(04):275-83, 2002.

Seiler, J. G., III, Parker, L. M., Chamberland, P. D., Sherbourne, G. M., and Carpenter, W. A.: The distal biceps tendon. Two potential mechanisms involved in its rupture: arterial supply and mechanical impingement. *J. Shoulder. Elbow. Surg.* 4:149-156, 1995.

Sennerich, T., Ahlers, J., Ritter, G., Schneider, C., and Nix, W. A.: [Diagnosis, therapy and results of biceps tendon ruptures], *Unfallchirurg.* 94:176-181, 1991.

Storks: *Lancet* 621 (1843)

Strauch, R. J., Michelson, H., and Rosenwasser, M. P.: Repair of rupture of the distal tendon of the biceps brachii. Review of the literature and report of three cases treated with a single anterior incision and suture anchors. *Am. J. Orthop.* 26:151-156, 1997.

Taylor CJ, Bansal R, Pimpalnerkar A., Acute distal biceps tendon rupture--a new surgical technique using a de-tensioning suture to brachialis., *Injury*. 2006 Sep;37(9):838-42. Epub 2006 Aug 9.

van Haaren, E. H., van der Zwaard, B. C., van der Veen, A. J., Heyligers, I. C., Wuisman, P. I., and Smit, T. H.: Effect of long-term preservation on the mechanical properties of cortical bone in goats, *Acta Orthop*. 79:708-716, 2008.

Verhaven E, Huylebroek J, Van Nieuwenhuysen W, Van Overschelde J., Surgical treatment of acute biceps tendon ruptures with a suture anchor., *Acta Orthop Belg*. 1993;59(4):426-9.

Visuri, T. and Lindholm, H.: Bilateral distal biceps tendon avulsions with use of anabolic steroids. *Med. Sci. Sports Exerc*. 26:941-944, 1994.

Wilhelm K., The distal rupture of the biceps tendon. Aetiology, clinic and technique, *Arch Orthop Trauma Surg*. May 30;91(3):223-7., 1978.

Williams, B. D., Schweitzer, M. E., Weishaupt, D., Lerman, J., Rubenstein, D. L., Miller, L. S., and Rosenberg, Z. S.: Partial tears of the distal biceps tendon: MR appearance and associated clinical findings, *Skeletal Radiol*. 30:560-564, 2001.

Wingerter S, Calvert G, Tucci M, Benghuzzi H, Russell G, Puckett A.: Mechanical strength repercussions of various fixative storage methods on bone. *Biomed Sci Instrum*.; 42:290-5., 2006

12 Anhang

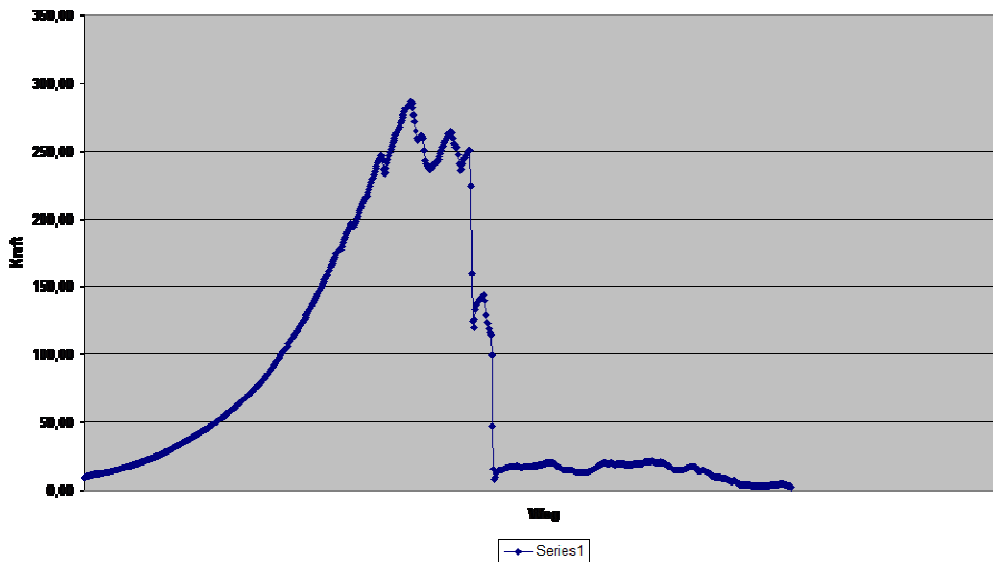
Einstellungen pQCT® Scanner

Voxelgröße	0,007 mm
Trabekulärer Bereich	50-169mg/cm ³
Subkortikaler Bereich	170-480 mg/cm ³
Kortikaler Bereich	> 480 mg/cm ³

XCT Research SA; software 5.40 , Stratec Medizintechnik, Pforzheim, Germany

Testung Refixierter Sehne – Beispiel

Testung Refixierter Sehne - Beispiel



Korrelationen von Haltekräften der getesteten Refixationstechniken

EndoButton, Smith & Nephew	1	A
Super Quickanchor TM plus 2.8 mm, Mitek	2	A, B
UltraSorb RC 10.0 mm, Linvatec	2	A, B, C
TwinFix 5.0 mm, Smith & Nephew	2	A, B, C
Corkscrew TM 5.0 mm, Arthrex	2	A, B, C
transossäre Naht, Ethibond No. 2, Ethicon	2	A, B, C, D
BioCorkScrew 5.5 mm, Arthrex	2	A, B, C, D
Super Revo 4.0 mm, Linvatec	2	A, B, C, D, E
Mini Revo 2.7 mm, Linvatec	2	B, C, D, E
FASTak II 2.4 mm, Arthrex	2	C, D, E, F
Biotenodesis screw 5.5 mm, Arthrex	1	D, E, F
Biocuff screw 5.7 mm, Linvatec Bionx	1	E, F
TwinFix-QuickT 5.0 mm, Smith & Nephew	1	F

Refixationsmethoden, die nicht mit gleichem Buchstaben verbunden sind, besteht ein signifikanter Unterschied bezüglich der Versagenskräfte; $p < 0.05$

Statistisch signifikante Unterschiede der einzelnen Refixationsverfahren untereinander

	EndoButton	Super Quickanchor	Ultra Sorb®	Transossär	Twin Fix QuickT®	Twin Fix®	Cork Screw	BioCorkscrew	Super Revo	Mini Revo	FASTakII	Bio Tenodese	Bio Schraube
EndoButton	0				++				-	+	++	++	++
Super Quickanchor		0			++					-	+	++	++
Ultra Sorb®			0		++						+	+	++
Transossär				0	++						+	+	++
Twin Fix QuickT®	++	++	++	++	0	++	++	++	++	++	+	-	
Twin Fix®					++	0					-	+	++
Cork Screw							0					+	++
BioCorkScrew					++			0				+	++
Super Revo	-				++				0			-	+
Mini Revo	+	-			+					0			+
Fastak	++	+	+	+	+	-					0	-	+
Bio Tenodese	++	++	+	+	-	+	+	+	-			0	
Bioschraube	++	++	++	++		++	++	++	+	+	-		0

+ = signifikant unterschiedlich mit $P < 0.050$; ++ = signifikant unterschiedlich mit $P < 0.001$; - = signifikant nicht unterschiedlich mit $P < 0.001$;

bei leeren Feldern bestehen keine statistisch signifikanten Aussagen

Übersicht: Parameter der Knochenqualität

	Mittelwert	±	max	min	Median	[Einheit]
Gesamtdichte	436,0	85,3	654,2	306,1	419,7	[mg/cm ³]
Trabekuläre Dichte	141,6	52,1	291,2	61,3	132,2	[mg/cm ³]
Kortikale Dichte	1098,2	33,3	1169,2	1012,7	1104,2	[mg/cm ³]
Kortikaler Mineralgehalt	89,5	28,1	164,0	46,3	86,5	[mg/mm]
Mineraler Gesamtgehalt	71,3	25,5	142,0	33,8	63,9	[mg/mm]
Trabekulärer Mineralgehalt	14,9	7,0	30,3	5,3	13,4	[mg/mm]
Gesamtfläche	204,3	43,7	310,1	131,5	197,5	[mm ²]
Trabekuläre Fläche	102,1	21,9	155,1	65,7	98,8	[mm ²]
Kortikale Fläche	64,9	22,6	123,7	32,2	61,3	[mm ²]
Kortikale Dicke	2,4	0,3	3,0	1,4	2,3	[mm]

Korrelation der Ankerarisskräfte mit Parametern der Knochenqualität

Super Mitek®	Quick Anchor	Mineraler Gesamtgehalt	0,819 0,0243
		Gesamtdichte	0,726 0,0647
Ultra Sorb® RC		Gesamtfläche	0,836 0,0191
		Kortikale Dicke	0,853 0,0147
Biotenodese		Alter	-0,759 0,0288
		Mineraler Gesamtgehalt	0,714 0,0468
		Gesamtdichte	0,849 0,00763
		Trabekuläre Dichte	0,832 0,0105
		Trabekulärer Mineralgehalt	0,755 0,0302
		Kortikaler Mineralgehalt	0,721 0,0437
		Kortikale Fläche	0,743 0,0346
Mini Revo®		Kortikale Dicke	0,770 0,0253
EndoButton®		Trabekuläre Dichte	-0,900 0,0146
		Gesamtdichte	-0,977 0,000755

alle Korrelationen $p < 0,05$; oberer Wert in der dritten Spalte gibt den Korrelationskoeffizienten r an, darunter das Signifikanzniveau p ;

Signifikante Korrelationen verschiedener Parameter der Knochenqualität mit dem Alter und den nativen Ausrisskräften

	Alter	TOT_DEN	TRAB_CNT	TRAB_DEN	TOT_A	TRAB_A	CRT_CNT	CRT_DEN	CRT_A	CRT_THK
Fmax Nativ	-0,261 0,0098						0,207 0,0421			
Alter								-0,33 0,000979		
TOT_CNT		0,719 1,03E-16	0,894 5,94E-35	0,703 9,34E-16	0,777 7,73E-21	0,777 7,74E-21	0,984 2,00E-73		0,993 6,17E-90	0,639 1,83E-12
TOT_DEN			0,668 7,76E-14	0,808 1,53E-23			0,796 1,85E-22	0,52 4,89E-08	0,771 2,61E-20	
TRAB_CNT				0,89 4,04E-34	0,69 5,17E-15	0,69 5,16E-15	0,841 4,11E-27		0,871 4,81E-31	0,506 1,23E-07
TRAB_DEN					0,306 0,00226	0,306 0,00226	0,694 3,21E-15		0,709 4,47E-16	
TOT_A						1 0	0,679 2,17E-14	-0,258 0,0108	0,715 2,01E-16	0,793 3,57E-22
TRAB_A							0,679 2,17E-14	-0,258 0,0108	0,715 2,01E-16	0,793 3,58E-22
CRT_CNT								0,278 0,00581	0,997 1,09E-105	0,587 2,66E-10
CRT_DEN									0,203 0,0464	
CRT_A										0,6 8,46E-11

alle Korrelationen $p < 0,05$; oberer Wert in den Spalten gibt den Korrelationskoeffizienten r an; fettgedruckt das Signifikanzniveau p

Mittlere Parameter der Knochenqualität der jeweiligen Refixationsgruppen

	Biocuff ScrewTM	±	CorkscrewTM	±	Super QuickanchorTM plus	±	FASTak IITM	±	Ultra Sorb® RC	±	BioTenodese Schraube	±	TwinFixTM doppelt	±
TOT_DEN [mg/cm³]	393	66,7	479	91,7	453	110	374	42,5	436	134,2	493	69,8	432,2	49,1
TOT_CNT [mg/mm]	76,1	28,5	93,3	29,6	83,5	29,6	80,5	17,5	94,7	40,7	104	26,6	90,3	28,1
TOT_A [mm²]	189	40,7	195	45,4	183	30,2	215	43,6	211	42,6	208	29,1	208	52,4
TRAB_DEN [mg/cm³]	107	43,4	153	56,3	147	52,4	137	41,5	162	88,5	174	35,3	127	44,0
TRAB_CNT [mg/mm]	10,7	6,93	15,3	7,89	13,6	6,39	15,4	6,46	17,8	10,8	18,4	5,50	13,2	6,04
TRAB_A [mm²]	94,7	20,4	97,6	22,7	91,6	15,1	107	21,8	105	21,3	104	14,6	104	26,2
CRT_DEN [mg/cm³]	1097	15,9	1121	27,6	1103	41,8	1058	37,0	1079	25,7	1091	22,1	1105	21,8
CRT_CNT [mg/mm]	60,1	24,5	77,6	26,3	68,0	29,2	57,2	11,5	75,1	37,7	85,3	24,9	72,9	23,9
CRT_A [mm²]	54,7	21,8	69,3	23,8	61,2	25,1	54,4	11,9	69,4	34,1	77,8	21,7	66,0	22,0
CRT_THK [mm]	2,34	0,30	2,38	0,31	2,17	0,38	2,38	0,37	2,47	0,24	2,40	0,33	2,36	0,46

	TwinFix[®] einfach	±	Mini Revo[®]	±	Super Revo[®]	±	EndoButton	±	transossär	±	BioCorkTM Screw	±
TOT_DEN [mg/cm³]	440	46,9	439,5	94,0	462	102	410	62,7	468	105,3	368	45,2
TOT_CNT [mg/mm]	89,6	30,3	92,4	22,3	102	40,4	81,9	27,8	85,7	28,8	86,9	18,5
TOT_A [mm²]	201	52,8	212	44,3	213	50,5	195	41,1	185	45,1	237	51,9
TRAB_DEN [mg/cm³]	133	44,4	148	60,0	155	61,7	119	39,0	143,9	62,7	135	42,2
TRAB_CNT [mg/mm]	13,5	6,46	15,7	6,43	17,0	8,05	12,2	6,64	13,5	8,13	16,5	6,41
TRAB_A [mm²]	100	26,4	106	22,1	106	25,2	97,9	20,5	92,5	22,5	118	25,9
CRT_DEN [mg/cm³]	1105	23,6	1095	33,0	1100	37,7	1104	19,9	1126	31,6	1060	37,1
CRT_CNT [mg/mm]	72,5	25,8	72,9	21,1	83,6	37,5	64,9	24,1	71,1	26,0	62,3	12,5
CRT_A [mm²]	65,7	23,7	66,5	18,8	74,9	31,8	58,7	21,4	63,2	23,5	58,9	12,5
CRT_THK [mm]	2,31	0,47	2,37	0,35	2,49	0,28	2,40	0,30	2,31	0,30	2,50	0,44

Lebenslauf

Name	Josef Lunger
Geburtsdatum	31.01.1979
Geburtsort	Košice

Schulische Ausbildung

1989-1999	Gymnasium in Wuppertal und Schwabmünchen (naturwissenschaftlicher Zweig)
1996-1997	Stipendium (ASSIST) Trinity Preparatory School of Florida, Winter Park, FL / USA, Abschluss mit High School Diploma

Universitätsausbildung

1999-2006	Medizinstudium an der Ludwig-Maximilian-Universität in München
-----------	--

Famulaturen

Radiologie	Radiologische Praxisgemeinschaft München (2004)
Allgemein-/ Neurochirurgie	Kathmandu Model Hospital in Kathmandu / Nepal (2003)
Orthopädische Chirurgie	Hughston Sports Clinic in Columbus (GA) / USA (2002)
Innere Medizin	Städtisches Krankenhaus Schwabmünchen (2002)

Praktisches Jahr (2005-2006)

Chirurgie	- Städt. Klinikum München, Krankenhaus München Schwabing, Dr. Höcherl / Prof. Dr. Wagner - Fakultni Nemocnice v Motole, Karlsuniversität, Prag / Tschechien, Prof. Dr. Hoch
Innere Medizin	Klinikum Traunstein, Prof. Dr. Mooshage
Orthopädie	Kantonsspital Luzern, Dr. Staubli

Praktische Tätigkeiten

2003-2004	Co-Assistent im Kursus der Makroskopischen Anatomie (Präparierkurs) der Anatomischen Anstalt der LMU-München, Prof. Dr. Dr. h.c. Putz
2002-2003	Mitarbeit im Institut für Klinische Forschung in München zur Rolle von Camptothecin beladenen Liposomen im Krebsmodell beim Hamster mit Hilfe von Rückenhautkammern

Beruflicher Werdegang

2007-2008	Assistenzarzt in der Chirurgischen Abteilung des Rotkreuzklinikum München (Prof. Dr. Schoenberg), „common trunk“ der chirurgischen Facharztweiterbildung
seit Januar 2009	Assistenzarzt Sportklinik Stuttgart, Prof. Dr. Bauer, Weiterbildung zum FA für Unfallchirurgie/Orthopädie

Zusätzliche medizinische Qualifikationen:

2007	International Diploma of Mountain Medicine
------	--

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Dr. Mark Kettler, der mich in allen Entstehungsphasen der Dissertation immer fachlich und freundschaftlich unterstützt hat. Ebenso danke ich Dr. Volker Kuhn für seine Beratung und Unterstützung aus biomechanischer Sicht.

Besonders möchte ich meinen Eltern danken, die mir im Studium und während der Verfassung der Dissertation durchwegs Rückhalt geboten haben.